

Desenvolvimento de sistema sensorial para luva de reabilitação

Nuno Miguel Mesquita Coelho

Dissertação de Mestrado

Orientadores:

Paulo Augusto Ferreira de Abreu

Maria Teresa Restivo



Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Opção de Automação

Junho de 2017

Aos meus pais e avós

Resumo

Atualmente, a recuperação de funções motoras da mão é possível graças à reabilitação, contudo, esta é morosa e requer recursos consideráveis, quer humanos quer de equipamentos. A utilização de luvas instrumentadas como dispositivos de monitorização nas atividades de reabilitação pode ajudar na avaliação do progresso de recuperação de funções motoras, bem como ajudar a definir os exercícios mais adequados e eficazes nos tratamentos a realizar.

Esta dissertação aborda o desenvolvimento e caracterização de uma solução de sensorização para medição de flexão de uma articulação de um dedo, de forma a ser incorporada numa luva de reabilitação.

Ao longo da dissertação, foi levado a cabo um trabalho de pesquisa sobre luvas instrumentadas e sensores de flexão existentes no mercado. Posteriormente, foi selecionado o tipo de sensor e concebidos múltiplos protótipos para teste. Os protótipos de sensor concebidos utilizam um emissor de luz infravermelha, LED, um recetor sensível a esse tipo de radiação, fototransistor, e um meio modulador, silicone. Ao fletir o material modulador, a quantidade de radiação recebida pelo fototransistor, vai variar e isto leva a uma alteração da tensão lida nos terminais do fototransistor. É assim possível dispor de um sinal analógico para identificação do ângulo de flexão.

Posteriormente, foi concebido um molde para a produção dos sensores e ainda um dispositivo de teste para permitir o ensaio dos sensores em condições idênticas. Foram utilizados dois tipos distintos de silicone para o elemento sensor, um silicone transparente para material modulador e um silicone pigmentado para o revestimento. Foram ainda comparadas diversas variáveis, como a forma da secção, a existência de um furo passante no elemento sensor e ainda a distância entre os componentes eletrónicos inseridos no silicone. De maneira a atenuar o efeito do meio ambiente, revestiram-se os sensores levados a teste com silicone opaco de cores branca e preta.

Após isto tudo, os sensores são testados, numa primeira fase, todos nas mesmas condições e, posteriormente, nas condições que melhor se adaptam a cada sensor e são ainda realizados testes para verificar a repetibilidade dos sensores.

Finalmente, são retiradas as respetivas conclusões e sugeridos trabalhos futuros a realizar.

Development of a sensing system for a rehabilitation glove

Abstract

Currently, the recovery of hand functions is possible due to rehabilitation, however, it takes quite some time and requires a considerable amount of resources, both human and equipment. The use of instrumented gloves as monitoring devices in rehabilitation, can help in the evaluation of the progress of hand functions, as well as develop more suitable exercises to help the recovery.

The goal of this dissertation is to conceive a bending sensor to be used for identifying the movement of a finger articulation. The bending sensor is intended to be fitted in a rehabilitation glove.

Throughout this dissertation, a research about instrumented gloves was carried out, to know the types of sensors and gloves available in the market. The sensor prototypes produced use an infrared light emitter, LED, a receiver, phototransistor, and a modulator mean, made with silicone. When it bends, the amount of radiation received by the phototransistor will vary. This will change the voltage read in the phototransistor and, therefore, will be possible to use an analog signal to identify the angle.

It was used flexible and transparent silicone to assemble the modulator element of the sensor. Different section sizes were considered, as well as, the existence of a hole within the modulator element. To reduce the influence of the environment light, the sensor is coated with colored and flexible silicone. The different sensors were tested with a built device to bend the sensors.

After the tests, an analysis is made, comparing the results obtained by the different shapes, attending the characteristics that matter to the good functioning of the sensor, such as sensitivity and linearity. In the end, it is concluded which were the sensors that obtained the best results.

Finally, the conclusions about the dissertation are made and there are suggestions for future developments.

Agradecimentos

Antes de mais, gostaria de agradecer aos meus orientadores, Prof. Eng. Paulo Augusto de Ferreira Abreu e Prof. Maria Teresa Braga Valente de Almeida Restivo, pelo conhecimento transmitido, apoio e dedicação, ao longo desta dissertação.

Agradecer também a todos os elementos do Laboratório de Instrumentação para Medição, entre os quais, destaco os engenheiros Rafael Tavares, Bruno Santos, Fernando Carneiro e Tiago Andrade, por todo o auxílio prestado na realização do trabalho. Queria também agradecer a todas as pessoas que de alguma forma, contribuíram para a conclusão deste trabalho, entre as quais, os colaboradores do INEGI, Sr. Sertório Lares e Eng. Bártolo Paiva.

Gostaria de agradecer o companheirismo mostrado pelos meus colegas e amigos, Luís Machado, Paulo Castro, Luís Alves e João Faria.

Agradecer ainda aos meus pais, pelo apoio incondicional e confiança total depositada em mim ao longo de toda esta dissertação.

À minha namorada, Ana, pela compreensão, paciência e apoio ao longo de toda esta dissertação.

Finalmente, queria agradecer aos meus amigos, Hugo, Pedro, João, Sérgio, Francisco, Ana Maria, Maria, Paulo, Rui e Catarina, pois sem o apoio, ajuda e motivação, este objetivo não seria possível de atingir.

Índice de Conteúdos

Resumo	v
Lista de Acrónimos	xiii
Índice de Figuras	xv
Índice de Tabelas	xviii
1 Introdução.....	1
1.1. Objetivos do projeto.....	1
1.2. Estrutura do relatório	2
2 Estado da arte	3
2.1. Luvas instrumentadas.....	3
2.2. Sensores piezoresistivos	10
2.3. Sensores de fibra ótica	12
2.4. Síntese	14
3 Desenvolvimento do sensor	15
3.1. Sensores Óticos	16
3.2. Métodos de teste e produção de sensores.....	19
3.3. Síntese	26
4 Resultados experimentais	27
4.1. Sensores e resultados experimentais.....	28
4.2. Testes de repetibilidade e estabilidade	44
4.3. Síntese	45
5 Conclusões e trabalhos futuros	47
Referências.....	49

Lista de Acrónimos

HMI – *Human machine interface*;

LED – *Light emitting diode*;

LIM – Laboratório de Instrumentação para Medição;

Índice de Figuras

Figura 2.1: CyberGlove III [7]	5
Figura 2.2: Luva Manus VR [8]	5
Figura 2.3: Data Glove com catorze sensores [11]	6
Figura 2.4: Software Data Glove [11]	7
Figura 2.5: Acceleration Sensing Glove [10]	7
Figura 2.6: Luva instrumentada desenvolvida no LIM [1]	8
Figura 2.7: Luva instrumentada (versão com sensor inercial) desenvolvida no LIM [1]	8
Figura 2.8: Posicionamento dos sensores na luva instrumentada [12]	9
Figura 2.9: Circuito utilizado para tratamento de sinal [12]	9
Figura 2.10: Exemplo de superfície de sensor resistivo [15]	10
Figura 2.11: Sensor Tactilus® Flex [15]	11
Figura 2.12: Flex Sensor 4.5" [16]	11
Figura 2.13: Princípio base de sensores com base em fibra ótica [18]	12
Figura 2.14: Aplicação de sensor de fibra ótica [18]	12
Figura 2.15: Esquema de funcionamento das redes de Bragg [17]	13
Figura 2.16: Exemplo de sensor de fibra de Bragg utilizado para medir a curvatura de um disco intervertebral em compressão [17]	13
Figura 3.1: Graus de liberdade e articulações do dedo indicador [19]	15
Figura 3.2: Silicone revestido com papel de alumínio	16
Figura 3.3: Conjunto LED (a azul) e fototransistor (a preto) utilizados	17
Figura 3.4: Circuito elétrico em que o LED e fototransistor foram inseridos	17
Figura 3.5: Sensor utilizando fibra ótica	18
Figura 3.6: Sensor de silicone com componentes incorporados	18
Figura 3.7: Paralelepípedo, em cima, e cilindro, ambos com furo passante de 2mm	19
Figura 3.8: Modelo de suporte de fixação de sensores para teste de flexão	19
Figura 3.9: Vista superior do modelo de testes a zero graus	20
Figura 3.10: Vista superior do modelo de testes a noventa graus	20
Figura 3.11: Modelo de testes após impressão 3D	21
Figura 3.12: Molde para realização dos protótipos de silicone	21

Figura 3.13: Exemplo de sensor concebido	22
Figura 3.14: Teste de sensor, na posição de flexão de zero graus	22
Figura 3.15: Teste de sensor, na posição de flexão de noventa graus	22
Figura 3.16: Protótipo de sensor em teste, sem papel branco (à esquerda) e com papel branco (à direita)	23
Figura 3.17: Modelo 3D de molde para revestir protótipos	24
Figura 3.18: Molde impresso para revestir protótipos	24
Figura 3.19: Protótipo de sensor, revestido com silicone de cor preta	25
Figura 3.20: Protótipo de sensor, revestido com silicone de cor branca.....	25
Figura 3.21: Protótipo de sensor sem papel branco	25
Figura 3.22: Protótipo de sensor com papel branco.....	26
Figura 4.1: Circuito elétrico em que foram inseridos o LED e o fototransistor	27
Figura 4.2: Queda de tensão no LED.....	28
Figura 4.3: Tensão de saturação do fototransistor vs corrente no coletor	28
Figura 4.4: Esquema dos sensores produzidos	29
Figura 4.5: Resultados obtidos para sensores com secções distintas com polarizações idênticas	32
Figura 4.6: Resultados obtidos para sensores com secções distintas com polarizações distintas	33
Figura 4.7: Resultados do sensor 4*7 evidenciando duas zonas distintas, com as suas retas e respetivas equações	34
Figura 4.8: Resultados dos sensores com furos de diâmetros distintos e polarizações idênticas	35
Figura 4.9: Resultados dos sensores com furos de diâmetros e polarizações distintas.....	36
Figura 4.10: Resultados dos sensores com revestimento em silicone de cores distintas e polarizações idênticas (secção 4*7, furo 2mm, L 40mm)	38
Figura 4.11: Resultados dos sensores com revestimento em silicone de cores distintas e polarizações idênticas	39
Figura 4.12: Resultados dos sensores com componentes eletrónicos a distâncias distintas e polarizações idênticas	41
Figura 4.13: Resultados dos sensores com componentes eletrónicos a distâncias e polarizações distintas	42

Índice de Tabelas

Tabela 2.1: Luvas instrumentadas e suas características	4
Tabela 2.2: Características da <i>CyberGlove</i> III	5
Tabela 2.3: Características do sensor <i>Tactilus Flex</i> [15]	11
Tabela 3.1: Amplitude de rotação e momento máximo de cada articulação de um dedo [19]	15
Tabela 3.2: Características do silicone HB FLEX 5508	16
Tabela 3.3: Características do silicone HB FLEX 5508 de cores branca e preta	24
Tabela 4.1: Sensores produzidos para testes	30
Tabela 4.2: Resultados obtidos para sensores com furo de 2mm e revestimento em silicone branco com polarizações idênticas.....	32
Tabela 4.3: Resultados obtidos após afinação para sensores com furo de 2mm e revestimento em silicone branco.....	33
Tabela 4.4: Polarizações adotadas após ajuste, com $I_f=20\text{mA}$	34
Tabela 4.5: Sensibilidade e gama dos sensores	34
Tabela 4.6: Resultados obtidos para sensores com secção 4*7 e revestimento em silicone branco com polarizações idênticas.....	36
Tabela 4.7: Resultados obtidos para sensores com secção 4*7 e revestimento em silicone branco com polarizações distintas	37
Tabela 4.8: Valores de corrente (I_c) adotados após afinação, com $I_f=20\text{mA}$	37
Tabela 4.9: Sensibilidade e gama dos sensores	38
Tabela 4.10: Resultados obtidos para sensores com secção 4*7 e furo de 2mm de diâmetro com polarizações idênticas	39
Tabela 4.11: Resultados obtidos para sensores com secção 4*7 e furo de 2mm de diâmetro com polarizações distintas	40
Tabela 4.12: Valores de corrente (I_c) adotados após ajuste, com $I_f=20\text{mA}$	40
Tabela 4.13: Sensibilidade e gama dos sensores	41
Tabela 4.14: Resultados obtidos para sensores com componentes eletrônicos a distâncias distintas e com polarizações idênticas	42
Tabela 4.15: Resultados obtidos para sensores com componentes eletrônicos a distâncias e polarizações distintas	43
Tabela 4.16: Valores de corrente (I_c) adotados após afinação, com $I_f=20\text{mA}$	43

Tabela 4.17: Sensibilidade e gama dos sensores	44
Tabela 4.18: Tabela resumo do teste de repetibilidade.....	44
Tabela 4.19: Resultados obtidos para o teste de estabilidade	45

1 Introdução

Esta dissertação insere-se nos projetos de desenvolvimento na área de reabilitação, que têm vindo a ser realizados no Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, na Secção de Automação, Instrumentação e Controlo (SAIC), e que envolveram o desenvolvimento de luvas instrumentadas [1] [2]. Desta forma, este estudo tem como objetivo a conceção de um sensor de flexão para incorporação em dedo de luva de reabilitação, completa e devidamente caracterizado.

A mão humana é uma ferramenta de extrema importância para qualquer indivíduo, pois possibilita a realização de inúmeras tarefas, pelo que, a perda de funcionalidades, quer parcial, quer total, leva a um aumento significativo da dificuldade de realização dessas mesmas tarefas, isto porque, uma lesão na mão leva, geralmente, a um condicionamento nos movimentos e força. A recuperação de funções motoras é levada a cabo através da realização de exercícios de reabilitação, de forma continuada, tirando partido da neuroplasticidade do cérebro.

A neuroplasticidade é a capacidade que o cérebro tem em se reorganizar, formando novas ligações neurológicas ao longo da vida. A neuroplasticidade permite que os neurónios compensem uma lesão ou doença, ajustando as suas atividades em função de alterações no seu meio ambiente [3]. Estima-se que, na União Europeia, cerca de 70 milhões de pessoas sofram de disfunções motoras e nos Estados Unidos são gastos cerca de 30 mil milhões de euros anualmente em reabilitação [4].

Como tal, esta dissertação será movida pela possibilidade constituir uma contribuição com vista a melhorar a recuperação de pessoas que com lesões motoras na mão, servindo como catalisador ao processo de recuperação e favorecendo a qualidade de vida.

1.1. Objetivos do projeto

O objetivo deste trabalho é a conceção de um sensor de flexão e a sua devida caracterização, para posteriormente ser integrado numa luva de reabilitação. Para se atingir essa finalidade, as etapas intermédias a tomar são:

- Definição de um procedimento para a conceção de sensores;
- Conceção e desenvolvimento de diversas soluções construtivas para sensor de flexão para monitorização da posição dos dedos de uma mão;
- Teste dos diversos protótipos concebidos;
- Definição de um processo produtivo dos sensores que permita garantir a sua reprodutibilidade.

- Comparação das diversas variáveis, de forma a perceber qual sensor mais adequado para a aplicação.

1.2. Estrutura do relatório

Para além deste capítulo introdutório, onde são apresentados a motivação e os objetivos do trabalho, este relatório está dividido em seis capítulos.

No capítulo 2, intitulado “Estado da arte”, é feita uma pesquisa bibliográfica, ilustrando diversas luvas instrumentadas disponíveis no mercado, bem como luvas desenvolvidas com o objetivo de reduzirem o custo, face às luvas comerciais, particularmente a luva desenvolvida no LIM, incidindo nos sensores de posição usados para cada solução construtiva. Neste capítulo, é explicado o funcionamento de cada tipo de sensor existente para a função desejada, particularmente sensores óticos e piezoresistivos.

No capítulo 3, “Desenvolvimento do sensor” são ilustradas as opções tomadas para se chegar ao objetivo final, nomeadamente, o método pelo qual o sensor foi desenvolvido, escolhendo materiais e processo de teste do sensor. Este capítulo também ilustra os diversos problemas encontrados, particularmente, ao nível dos procedimentos dos testes e ainda da influência que o meio ambiente tem na resposta do sensor.

O capítulo 4, “Resultados experimentais”, apresenta os resultados dos testes de flexão obtidos com cada um dos sensores desenvolvidos, comparando as suas características. São consideradas a influencia da forma da secção, diâmetro do furo, cor do revestimento em silicone e a distância entre componentes eletrónicos, de maneira a se perceber o seu impacto no comportamento do sensor. Ainda neste capítulo, são realizados testes de repetibilidade e estabilidade, para verificar se os sensores respondem da mesma maneira após solicitados várias vezes e se a resposta do sensor se altera significativamente, quando fica na mesma posição durante um intervalo de tempo considerável (no caso, quinze minutos). No final do capítulo, é identificado qual o tipo de sensor que obteve melhores resultados nos ensaios de flexão realizados.

Por último, no capítulo 5, intitulado “Conclusões e trabalhos futuros”, é feita uma síntese do trabalho realizado, tendo-se concluído que a solução adotada para o sensor ótico e recorrendo ao material flexível, silicone, permite configurar um sensor de flexão para incorporação numa luva instrumentada. É feita uma sugestão de continuação do trabalho, de replicação e miniaturização dos sensores desenvolvidos para facilitar a sua integração em luva.

2 Estado da arte

Atualmente, a reabilitação tem um papel de extrema importância para a recuperação de lesões graves, que possam ter sido causadas por traumas ou uma paresia devido a um problema cerebral, como um AVC. Segundo dados do *Bureau of Labor Statistics* [5], de 2014, lesões na mão são responsáveis por cerca de 12% do total de acidentes de trabalho. Estes acidentes levavam a uma mediana de cinco dias de baixa por lesão, o que resulta em prejuízo para todas as partes envolvidas, empresa e trabalhador [5]. Num outro estudo realizado por Trybus et al [6], chegou-se à conclusão que cada lesão na mão teria um custo médio de cerca de \$6162 (5800€). Nesse mesmo estudo e perante a amostra recolhida, foi possível perceber que a maior parte destes acidentes acontecia em casa (cerca de 45% das ocorrências) e somente 20% dos acidentes registados ocorreram em ambiente laboral [6]. Comparativamente a outras partes do corpo, uma lesão na mão pode levar a uma paragem mais prolongada devido à necessidade de reabilitação a longo prazo. Ainda assim apesar de cirurgias de correção e reabilitação, cerca de 58% das pessoas em que o estudo se baseou, ficaram com alguma limitação na mão após os tratamentos com vista a recuperar as funções perdidas. A gama de limitação estende-se desde 1% até limitação total (100%), sendo que o valor de limitação médio é 13.6% [6].

Daí a necessidade de existirem métodos de reabilitação eficazes, que consigam diminuir ao máximo, ou mesmo eliminar sequelas dos acidentes. Como tal, a sensorização pode servir de extrema ajuda à melhoria de condições de monitorização, tornando o trabalho dos fisioterapeutas extremamente mais simples e controlável, permitindo verificar se o paciente está a realizar os exercícios da maneira correta, sendo mais simples de se corrigir os movimentos e detetar evolução.

Os sensores de flexão desenvolvidos nesta dissertação têm um campo de aplicação não só para monitorização da posição de um dedo, mas também para outras articulações (pulso, joelho, ombro), para as quais exista a necessidade de dispor de sistemas de reabilitação sensorizados. Os principais tipos de sensores utilizados em luvas para reabilitação, são sensores piezoresistivos (variam a resistência elétrica, à medida que o sensor é fletido) e sensores óticos, constituídos por um emissor e recetor, que, consoante a luminosidade detetada no recetor, varia a tensão medida nos terminais do recetor, como no caso da luva instrumentada desenvolvida no Laboratório de Instrumentação e Medição, no Departamento de Engenharia Mecânica [1].

2.1. Luvas instrumentadas

Estas luvas estão equipadas com sensores de posição nos dedos, de maneira a monitorizar as posições dos mesmos e a transmitir e gravar dados para análise futura. Existem diversas soluções disponíveis no mercado, sendo que será dado destaque às

soluções mais atuais de cada marca e às mais relevantes para este trabalho. Grande parte das luvas instrumentadas disponíveis no mercado está dotada de uma capacidade de sensorização altamente complexa, contudo, o seu preço leva a que esteja fora do alcance de inúmeros pacientes, com preços a atingirem vários milhares de euros. Na tabela 2.1, estão listados alguns exemplos de luvas instrumentadas, bem como o tipo e número de sensores que incorporam.

Tabela 2.1: Luvas instrumentadas e suas características

Nome do dispositivo	Tipo de sensores	Número de sensores
<i>Cyberglove</i> III [7]	Piezo-resistivos	18 ou 22
<i>Manus</i> VR [8]	Resistivos e IMU	11
<i>DataGlove</i> 5DT ou 16DT [9]	Óticos	5 ou 14
Luva desenvolvida no DeMec [1]	Óticos	14
<i>Acceleration Sensing Glove</i> [10]	Acelerómetro	6

2.1.1. CyberGlove III

A luva da *CyberGlove* [7] tem vindo a ser desenvolvida e comercializada pela empresa *CyberGlove Systems*®, destina-se a captar os movimentos dos dedos. O dispositivo utiliza sensores piezo-resistivos, um para cada articulação de cada dedo. Dispõe ainda de 4 sensores para monitorização do ângulo que dois dedos consecutivos fazem entre si. No total, apresenta 18 ou 22 sensores, dependendo da versão. Relativamente à recolha de dados, a luva inclui um controlador que é colocado no braço para registo das posições dos dedos, a uma velocidade superior a 100 registos por segundo por sensor. Na figura 2.1 está ilustrada a luva da *CyberGlove* e na tabela 2.2 são apresentadas as suas principais características.

Figura 2.1: *CyberGlove III* [7]Tabela 2.2: Características da *CyberGlove III*

Repetibilidade dos sensores	3° (desvio padrão médio)
Resolução dos sensores	<1°
Linearidade dos sensores	Máximo de 0.6%
Duração da bateria	Duas horas
Alcance (com Wi-Fi)	Cerca de 30 metros

2.1.2. Manus VR

O dispositivo Manus VR [8], encontra-se ilustrado na figura 2.2, apesar de ainda não estar acessível ao público. A luva é constituída por dois sensores em cada dedo, com um sensor a mais no polegar para detetar a sua rotação [8], para além de sensores inerciais. A luva será capaz de transmitir os movimentos para ambiente virtual, dispondo de comunicação sem fios. A luva apresenta ainda uma bateria com vida média de 5 horas e é completamente portátil.



Figura 2.2: Luva Manus VR [8]

O preço do conjunto (que consiste num par de luvas, dois carregadores, dois rastreadores de polegares e ainda um kit de desenvolvimento de *software* em C++ e C#) está fixado em 1000€. Sendo que será também necessária a aquisição de um dispositivo para a visualização dos movimentos no ambiente virtual, *Oculus Rift*, por exemplo, o que pode elevar o custo total do sistema. É ainda possível adquirir licenças para *Unity 5* e *Unreal Engine 4* (500€ para adquirir ambas as licenças) e ainda um ano de apoio técnico, por mais 2500€.

2.1.3. Data Glove 5DT

A empresa 5DT [9] dispõe de duas versões, uma com cinco e outra com catorze sensores de posição. Os sensores incorporados nas luvas são baseados na utilização de fibra ótica. Na versão de cinco sensores, a luva tem um sensor para cada dedo e no caso da luva de catorze sensores (figura 2.3), estão incorporados dois sensores por dedo e um sensor para medir o ângulo entre dois dedos consecutivos.

A luva é feita de licra preta, material flexível, para se adaptar a todos os tamanhos de mão, segundo o fabricante. Este dispositivo apresenta ainda um *kit* sem fios, que permite uma utilização livre até uma distância de vinte metros. A bateria desta luva dura cerca de oito horas.



Figura 2.3: Data Glove com catorze sensores [9]

Para além disto, a empresa disponibiliza um *software* que permite ver em tempo real os movimentos da mão, o que possibilita a utilização da luva em modelação 3D (figura 2.4).

Estas luvas podem ser adquiridas individualmente e cada uma delas custa 995\$ (cerca de 890€), para a luva com cinco sensores e 5495\$ (cerca de 4900€) para cada luva com catorze sensores.

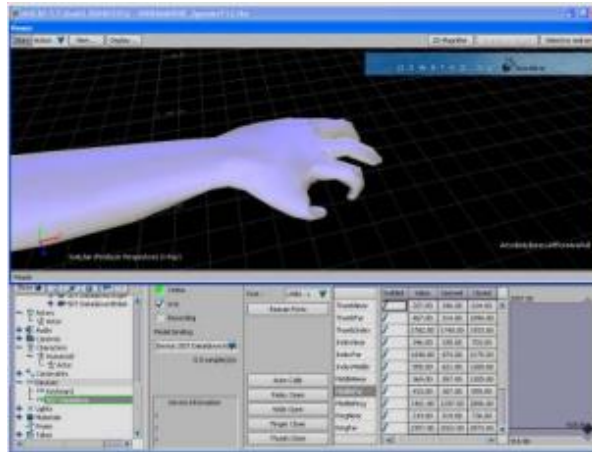


Figura 2.4: *Software Data Glove* [9]

2.1.4. Acceleration Sensing Glove

Esta luva, desenvolvida na Universidade da Califórnia, recorre ao uso de acelerómetros para detetar os movimentos realizados pela mão. São utilizados um total de 10 acelerómetros incorporados na luva, dois em cada dedo, sendo um colocado no início de um dedo e o outro na ponta do mesmo. Estes acelerómetros encontram-se ligados via cabo a um controlador que se encontra no pulso do utilizador e a informação recolhida é enviada, via wireless, para um computador [10]. Essa luva encontra-se ilustrada na figura 2.5.



Figura 2.5: *Acceleration Sensing Glove* [10]

2.1.5. Luva desenvolvida no LIM/DEMEC

Esta luva instrumentada, ilustrada na figura 2.6, dispõe de sensores de posição para cada articulação de um dedo, num total de 14 sensores. Para além disso, dispõe de sensores de força colocados na extremidade de cada dedo. É possível, para além de monitorizar a

posição de cada articulação, determinar a força que está a ser exercida na ponta dos dedos. Esta luva é constituída por dois módulos, a luva (à direita na figura 2.6) e a HMI (à esquerda na figura 2.6) [1].

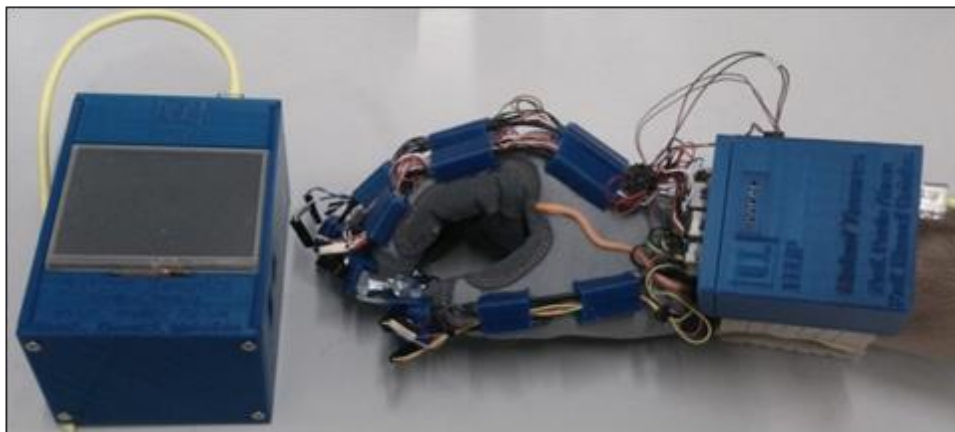


Figura 2.6: Luva instrumentada desenvolvida no LIM [1]

Para a sensorização da posição foi utilizado um sensor ótico em cada articulação. Esse sensor utiliza um LED (emissor), um fototransistor (recetor) e fibra ótica. Uma segunda versão desta luva instrumentada inclui, para além dos sensores óticos, a utilização de sensor inercial para determinação da orientação da luva, com capacidade de comunicação sem fios, via Bluetooth, ilustrada na figura 2.7.



Figura 2.7: Luva instrumentada (versão com sensor inercial) desenvolvida no LIM [1]

2.1.6. Outros desenvolvimentos

Existem outras luvas instrumentadas cuja utilização pode ser direcionada para a reabilitação, que são alternativas a considerar devido ao seu baixo custo, relativamente à *CyberGlove III* ou *DataGlove*. Tais são os casos dos dispositivos desenvolvidos por Gentner e Classen, 2008 [11], e Simone et al, 2007 [12], que, para além de terem um custo reduzido, também são de fabrico simples. No primeiro exemplo, são utilizados 14 sensores resistivos, dez deles em duas das três articulações de cada dedo (exceto o polegar, que só

tem duas articulações) e mais quatro entre os dedos, conforme ilustra a figura 2.8 [11]. A figura 2.9 ilustra o circuito montado para o tratamento do sinal.

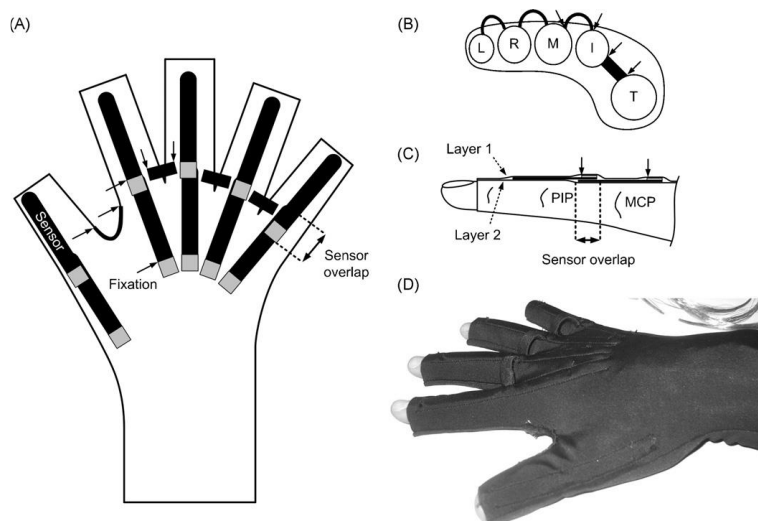


Figura 2.8: Posicionamento dos sensores na luva instrumentada [11]

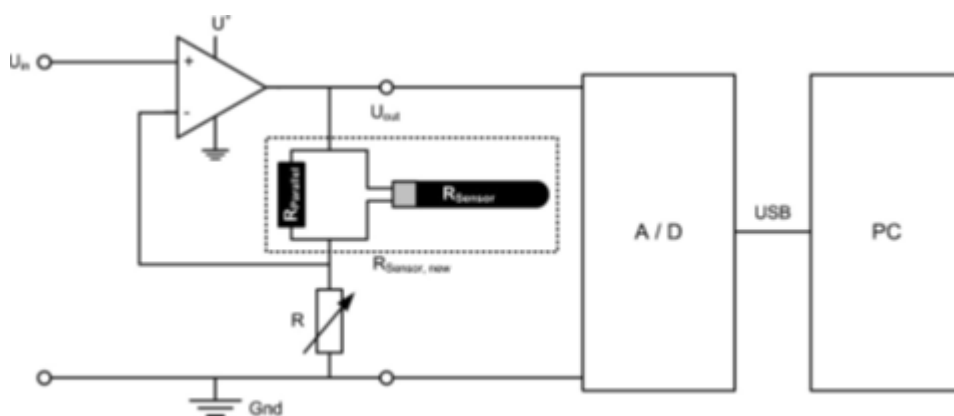


Figura 2.9: Circuito utilizado para tratamento de sinal [11]

Para este tipo de solução construtiva de dispositivo de reabilitação, utilizaram-se sensores resistivos à flexão, que foram colocados sobre as articulações metacarpo-falângica e carpometacarpal. Os resultados, segundo os autores, foram bastante satisfatórios, tanto para os fabricantes da luva, como para os utilizadores, pois a luva apresenta uma boa repetibilidade (cerca de 3°) e os utilizadores ficaram bastante satisfeitos quanto ao conforto e tamanho (fator importante, no que toca a qualquer peça de vestuário).

Outro dispositivo, referido em Simone et al, 2007 [12], também utiliza sensores piezoresistivos, sendo um para cada dedo. Para tratamento de sinal, esta luva instrumentada possui um dispositivo, “*The Shadow Monitor*”, destinado a medir flexão das articulações dos dedos automaticamente. O sistema inclui um condicionador de sinal, um transmissor *wireless* e uma luva. Este dispositivo foi testado em múltiplas vertentes, desde

repetibilidade, transmissão sem fios e duração da bateria. Os sensores integrados na luva são sensores fabricados pela empresa *Flexpoint Sensors®*.

Neste estudo, foi concluído que teria várias vantagens relativamente a luvas comercializadas, tais como o facto de o sistema se acomodar a todos os tamanhos de mão, algo que luvas comercializadas não conseguem oferecer, pois as luvas, geralmente, possuem tamanho único. Todavia, também apresenta desvantagens, como o aumento da resolução, de 0.06° para 0.5° , quando em hiperextensão, fazendo que o dispositivo tenha de ser aplicado por pessoal treinado, de forma a garantir a colocação correta da luva.

2.2. Sensores piezoresistivos

O efeito piezoresistivo é a variação de resistência elétrica num material, semicondutor ou metálico, quando neste é aplicada uma carga. É com base neste efeito que se baseiam os sensores piezoresistivos [13]. Para a integração deste tipo de sensores em luvas de reabilitação é necessário conhecer a sua curva característica, isto é, saber qual é o valor de resistência que equivale a cada ângulo. Este tipo de sensor, para além da área da reabilitação, tem utilidade em muitas outras áreas, tais como robótica e em instrumentos musicais. A escolha destes sensores para a integração de luvas de reabilitação, recai no fato de serem de simples construção, discretos e terem circuitos de condicionamento de sinal simples. A figura 2.10 ilustra um sensor resistivo e sua superfície.

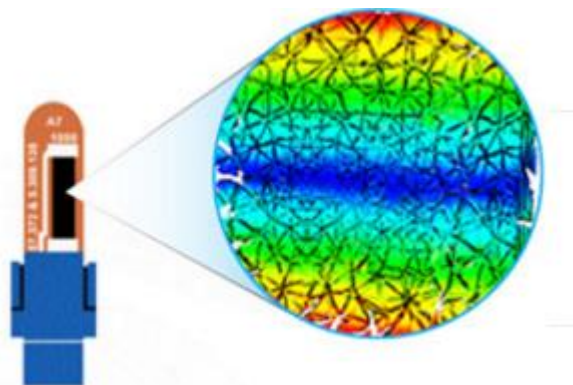


Figura 2.10: Exemplo de superfície de sensor resistivo [14]

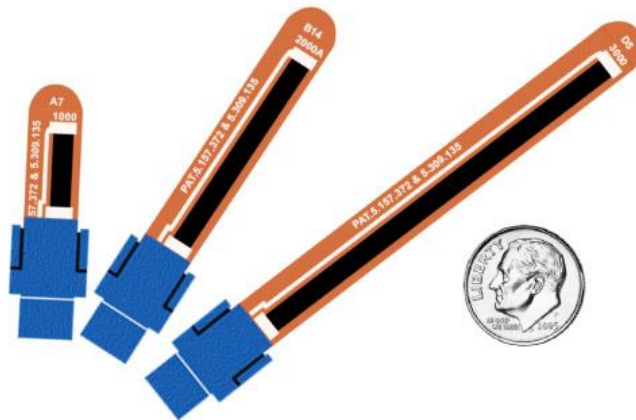
Para um sensor de posição para um dedo, este tipo de tecnologia torna-se bastante útil, pois podem ser acoplados às várias articulações de um dedo. Atualmente, no mercado, existem várias soluções para sensores piezoresistivos, como tal, estes sensores, tornaram-se numa das opções mais comuns para este tipo de sensorização.

Um desses exemplos, é o sensor *Tactilus®Flex* (representado na figura 2.11 [14]), comercializado por *SENSOR PRODUCTS INC®*, que utiliza uma tinta resistiva. Para zero graus, apresenta uma resistência de cerca de $10k\Omega$ e para os noventa graus, um valor de resistência de $250k\Omega$. Neste sensor, no material resistivo (na tira preta ao longo do comprimento, figura 2.10) são propositadamente introduzidas fraturas, para que o sensor

consiga reagir ao impacto ou momento fletor de maneira única. Este sensor, apresenta ainda as vantagens de ser leve e fino e ainda, uma grande durabilidade (> 35 milhões de ciclos). Outras características importantes estão enunciadas na tabela 2.3. Conforme se pode verificar na figura 2.11, este sensor está disponível em diversos tamanhos, desde um comprimento de 2.5 cm até 10 cm, com o preço a aumentar com o aumento do comprimento do sensor, partindo de cerca de 15€ para o sensor mais pequeno, chegando aos 30€ para o sensor mais comprido. Estes sensores possuem ainda a opção de serem revestidos por poliamida, que confere uma maior durabilidade.

Tabela 2.3: Características do sensor *Tactilus Flex* [14]

Ângulo máximo	180°
Princípio de funcionamento	Tintas resistivas com microrroturas
Precisão	$\pm 1^\circ$
Repetibilidade	$\pm 3\%$
Histerese	7%
Não linearidade	$\pm 3\%$

Figura 2.11: Sensor *Tactilus® Flex* [15]

Outro exemplo, deste tipo de sensores, é o sensor *Flex Sensor 4.5"*, comercializado pela empresa SPECTRA SYMBOL®, figura 2.12, que apresenta características semelhantes ao exemplo dado anteriormente (*TactilusFlex*) [15].

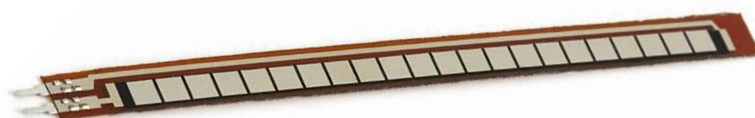


Figura 2.12: Flex Sensor 4.5" [15]

2.3. Sensores de fibra ótica

Este tipo de sensor surgiu na década de 60, tendo sido usado em aplicações médicas (cardíacas e intravasculares). Estes sensores são caracterizados por uma sensibilidade elevada, quando comparados com outros tipos de sensor. Apresentam como principais vantagens o fato de serem compactos, geometricamente versáteis, imunes a ruído eletromagnético e de baixo custo [16].

O princípio base dos diversos sensores é semelhante, a luz é conduzida pela fibra, no final do primeiro cabo de fibra, estará um material ou dispositivo para modular a luz e, no final, essa luz sairá pelo segundo cabo de fibra. Este princípio está ilustrado na figura 2.13 [18].

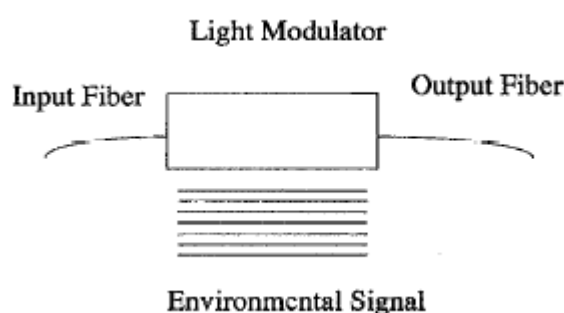


Figura 2.13: Princípio base de sensores com base em fibra ótica [17]

De facto, este tipo de solução pode ser adaptado da maneira que se pretender, isto é, ser aplicada de uma maneira diferente dependendo do caso em questão, como exemplifica a figura 2.14 [17], que mantém as fibras a uma certa distância e, com o envio de luz, numa das fibras, a luz expande-se e, dependendo da distância que as pontas da fibra se encontram, a quantidade de luz que entra na segunda parte da fibra, vai variar.

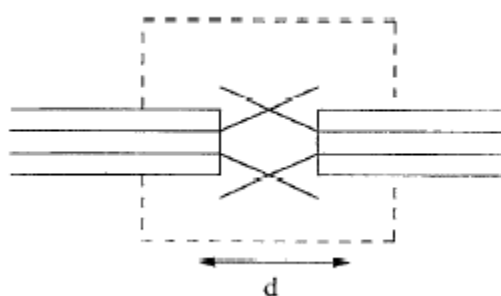


Figura 2.14: Aplicação de sensor de fibra ótica [17]

O princípio de funcionamento do sensor a ser utilizado e desenvolvido neste relatório, tem como base a modulação de luz recorrendo a um material elastómero, no caso, silicone, de forma a ser possível guiar a luz entre os componentes eletrónicos, mas dispensa a utilização de fibras óticas. A principal desvantagem deste tipo de sensores é a influência da luz ambiente e a configuração do processo de modulação de luz.

2.3.1. Redes de Bragg

Uma variação dos sensores de fibra ótica, comum em aplicações biomédicas, é a utilização de uma rede de Bragg gravada na fibra ótica. Um sensor de *Bragg* é um sensor ótico com uma marcação feita no núcleo de uma fibra ótica convencional, sendo esta marcação responsável por refletir uma pequena parte do espectro de luz que atravessa a fibra [16]. As redes de *Bragg* podem ser definidas como uma perturbação periódica do índice refratário do núcleo de uma fibra ótica, isto é, quando é enviado um feixe de luz visível através de uma fibra de *Bragg*, o espectro que será refletido é centrado no comprimento de onda de *Bragg*. Este princípio pode ser visualizado na figura 2.15. [16]

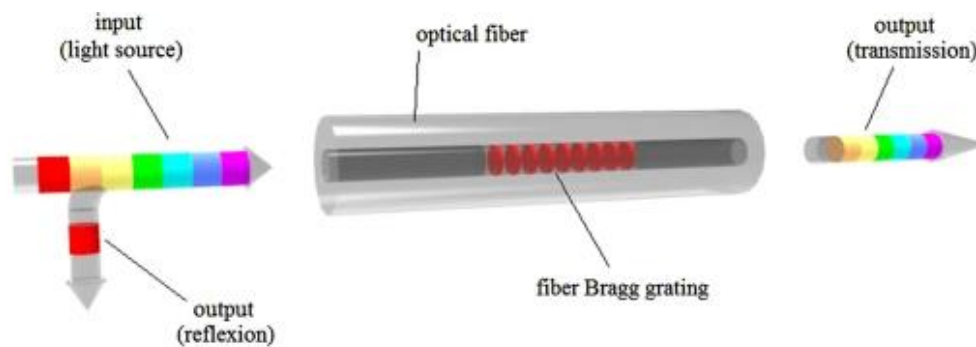


Figura 2.15: Esquema de funcionamento das redes de Bragg [16]

O calculo do comprimento de onda de *Bragg* pode ser feito através da equação 2.1

$$\lambda_B = 2 n \Lambda \quad (2.1)$$

Onde:

- λ_B é o comprimento de onda de Bragg;
- n é o índice refratário efetivo;
- Λ é o espaçamento entre as marcações na rede de *Bragg*.

A variação do espectro ($\Delta\lambda_B$) está relacionada com uma carga mecânica ou variação de temperatura de um sensor de redes de *Bragg*. Na figura 2.16, está ilustrado um exemplo de utilização de sensores de *Bragg* [16].

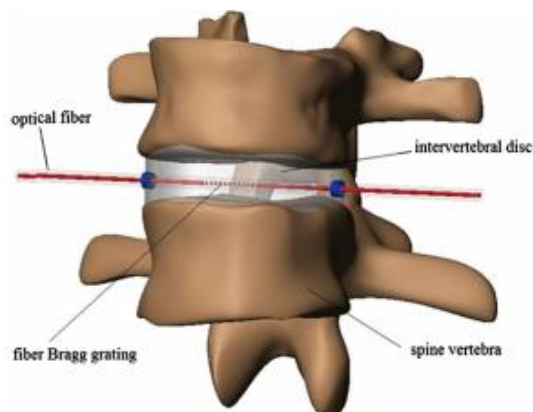


Figura 2.16: Exemplo de sensor de fibra de Bragg utilizado para medir a curvatura de um disco intervertebral em compressão [16]

Os sensores de fibra ótica baseados em redes de *Bragg* requerem um condicionamento de sinal complexo e dispendioso, pelo que, a sua utilização em luvas instrumentadas não se verifica.

2.4. Síntese

Neste capítulo, foram apresentadas diversas luvas instrumentadas, ilustrando quais os tipos de sensores utilizados na sua conceção e comparando preços das luvas comercializadas. É possível perceber que a tecnologia na área da monitorização da posição da mão está bastante desenvolvida e, apesar do preço desses dispositivos ser alto, é possível a conceção de um aparelho que monitorize a posição da mão que tenha um custo bastante mais reduzido, comparativamente às soluções disponíveis no mercado. Quanto aos sensores de posição, os mais utilizados pela generalidade das empresas, para inserir em dispositivos, são os sensores piezoresistivos, devido à sua facilidade em aplicar e reduzidas dimensões, não obstante, também existem soluções no mercado com outros tipos de sensor, no caso, óticos (utilizando fibra ótica ou fibras de Bragg).

3 Desenvolvimento do sensor

Primeiramente, foi realizada uma análise ao dedo humano, visto que a finalidade do sensor é ser integrado numa luva de reabilitação, para tal, as amplitudes das articulações dos dedos teriam que ser conhecidas. Um estudo realizado por Li et al, 2011 [18], após análise à mão, concluiu que os dedos têm a mesma estrutura anatómica, diferindo apenas no comprimento das falanges. Posto isto, ainda no mesmo estudo, foi utilizado o dedo indicador como modelo para análise (figura 3.1).

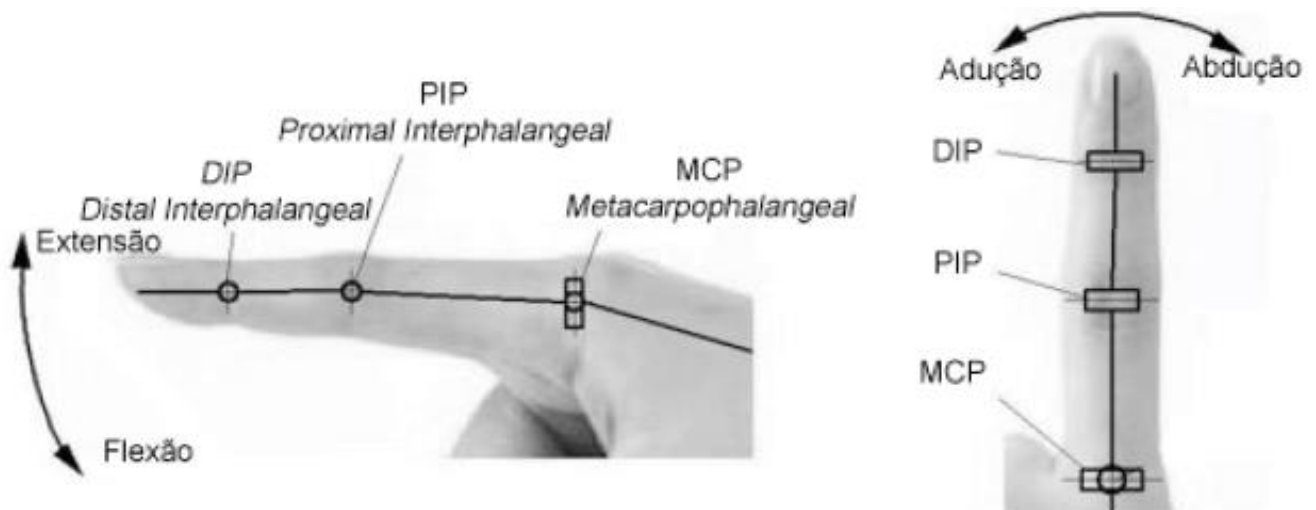


Figura 3.1: Graus de liberdade e articulações do dedo indicador [18]

Conforme se pode verificar a partir da tabela 3.1, a maior amplitude de rotação de uma das articulações de um dedo é de cerca de 100° e ocorre na segunda articulação (PIP).

Tabela 3.1: Amplitude de rotação e momento máximo de cada articulação de um dedo [18]

Articulação	DIP	PIP	MCP (flexão/extensão)	MCP (adução/abdução)
Amplitude de rotação	$0^\circ - 80^\circ$	$0^\circ - 100^\circ$	$0^\circ - 85^\circ$	$0^\circ - 45^\circ$
Momento máximo (Nm)	0,17	0,29	0,29	0,20

De forma a iniciar a construção e caracterização de um sensor de flexão, optou-se por experimentar o princípio ilustrado na figura 2.13, sendo que, neste caso, foi utilizado silicone translúcido *SUPERTite®* como meio onde a luz seria modulada, através da deformação do silicone, e ainda papel de alumínio para se isolar o silicone da luz exterior. No procedimento realizado, utilizaram-se duas fibras acopladas pelo elemento de silicone que foi posteriormente sujeito a flexão. Enviando um feixe de luz na gama do visível através da fibra ótica, era possível, a olho nu, detetar uma variação, ainda que ligeira, na intensidade

luminosa recebida no terminal oposto da outra fibra. O espécime levado a teste pode ser visto na figura 3.2.



Figura 3.2: Silicone revestido com papel de alumínio

3.1. Sensores Óticos

A ideia inicial para o sensor foi uma solução semelhante à apresentada na figura 3.2, duas partes de fibra, em que as pontas se encontram dentro de um paralelepípedo de silicone, o elemento modulador, distanciadas em, cerca de cinco milímetros. O silicone é envolvido em papel de alumínio, um material refletor, de forma a manter a luz concentrada dentro do silicone, não permitindo a interferência da luz exterior.

O silicone utilizado para o caso, tem que ser tanto permeável à radiação, como flexível, visto que é necessário fletir o sensor aplicando uma reduzida força. Foi utilizado silicone de dureza oito *shoreA*, da empresa HB Química®, cujas propriedades estão referidas na tabela 3.2.

Tabela 3.2: Características do silicone HB FLEX 5508

Referência	HB FLEX 5508 A+B
Viscosidade	1100 cP
Tempo de cura	4 Horas
Cor	Branco Translúcido
Dureza	8 shA
Contração linear	<0,05%
Alongamento à rutura	280%

A fonte de luz é um LED, que emite radiação com um comprimento de onda de cerca de 950 nm, sendo complementado com um fototransistor ambos disponíveis no componente TCRT5000 comercializados pela Vishay® [20], ilustrado na figura 3.3. A fixação dos componentes, LED e fototransistor à fibra ótica, foi feita recorrendo a manga termo retrátil.



Figura 3.3: Conjunto LED (a azul) e fototransistor (a preto) utilizados

A figura 3.4 ilustra o circuito elétrico utilizado, com uma resistência R_2 no coletor do fototransistor e uma resistência R_1 , em série com o LED. A tensão de alimentação do circuito foi 5V. A escolha dos valores destas resistências tem em consideração as características dos componentes e das condições de utilização.

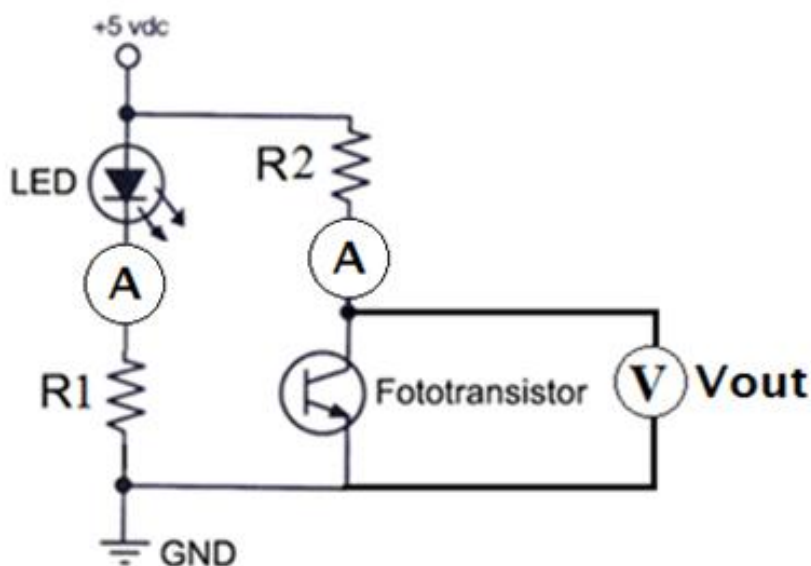


Figura 3.4: Circuito elétrico em que o LED e fototransistor foram inseridos

No caso deste relatório, o LED enviará radiação até ao fototransistor, sendo que, quanto mais intensa for a radiação enviada, menor será a diferença de potencial lida nos terminais do fototransistor (fototransistor em condução). Ou seja, para este caso prático, quanto menos fletido estiver o sensor, menor será a tensão lida nos terminais do fototransistor e quanto mais fletido, maior o valor de tensão que se irá ler, fruto da menor quantidade de luz que chega ao fototransistor.

A solução de sensor com fibra ótica experimentada, ilustrada na figura 3.5. permitiu perceber que esta solução construtiva para sensor não foi a mais adequada, pois não se conseguiam detetar variações significativas na tensão nos terminais do fototransistor, por desalinhamentos do LED com a fibra e da fibra com o fototransistor.

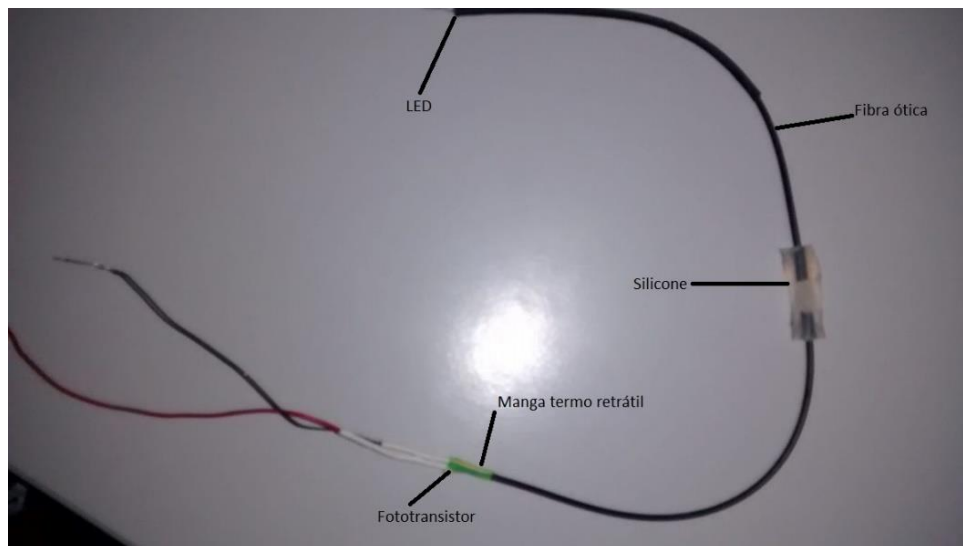


Figura 3.5: Sensor utilizando fibra ótica

Uma nova solução, ilustrada na figura 3.6, consistiu em inserir diretamente os componentes eletrónicos (LED e fototransistor) num bloco paralelepípedo de silicone, o que obrigou a existência de um furo, para alojamento do componente. Dentro desta solução, foram experimentadas duas alternativas. Uma alternativa que tinha um furo passante no silicone, isto é, a ligar o LED e fototransistor, e outra em que o furo só serviu para encapsular os componentes no bloco de silicone.

Foi possível verificar que esta solução construtiva permitiu obter melhores resultados. Foi assim decidido produzir outros elementos sensores de silicone, com geometrias distintas, quer em termos de dimensões exteriores, quer em termos da dimensão do orifício passante que serve também para alojamento do LED e do fototransistor.

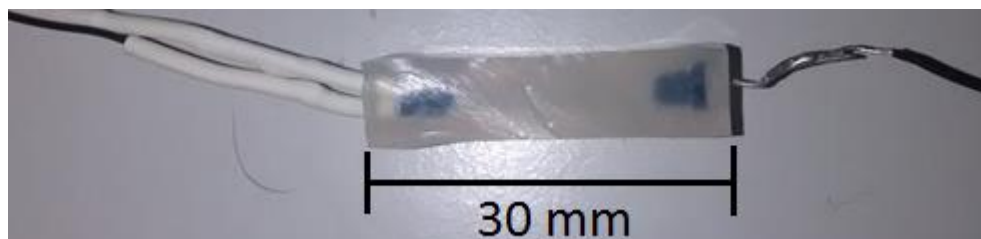


Figura 3.6: Sensor de silicone com componentes incorporados

Os elementos sensores de silicone com a geometria apresentada na figura 3.7, apresentaram, em testes preliminares, resultados promissores. Com isto, tornou-se imperativo encontrar uma forma de produzir e testar os diversos tipos e formas de silicone, de maneira mais similar possível, para que os resultados possam ser comparados de teste para teste.

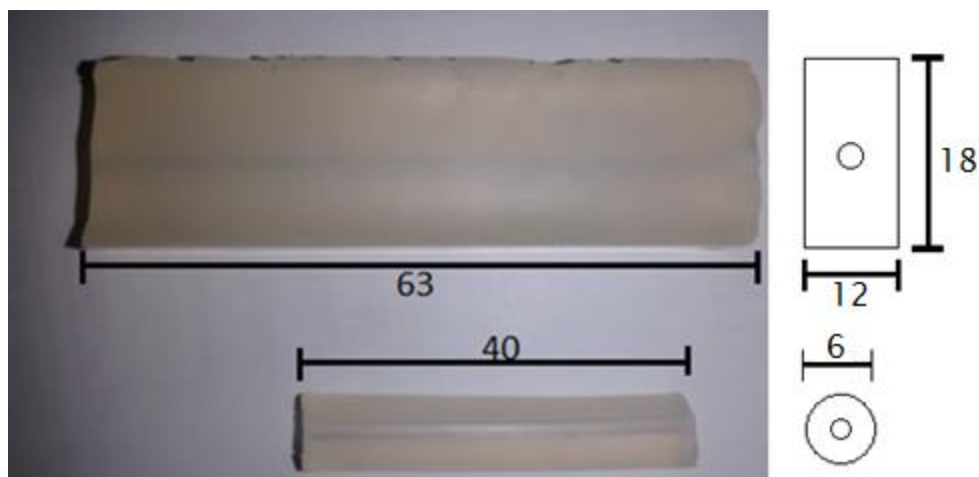


Figura 3.7: Paralelepípedo, em cima, e cilindro, ambos com furo passante de 2mm

3.2. Métodos de teste e produção de sensores

De maneira a ser possível testar os sensores em condições estruturadas foi concebido um suporte articulado para fixação dos sensores. Este dispositivo permite fixar os protótipos dos sensores e o braço articulado pode ser posicionado em nove posições angulares distintas, começando em 0° e, em intervalos de quinze graus, até aos 120° . O modelo é composto por fundamentalmente três componentes, uma base, um corpo fixo e um corpo móvel, conforme ilustrado na figura 3.8. As figuras 3.9 e 3.10 apresentam uma vista de topo com corpo móvel posicionado a 0 e 90° , respetivamente.

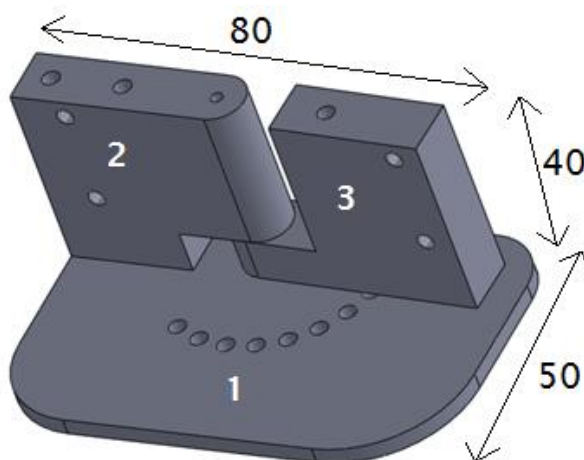


Figura 3.8: Modelo de suporte de fixação de sensores para teste de flexão

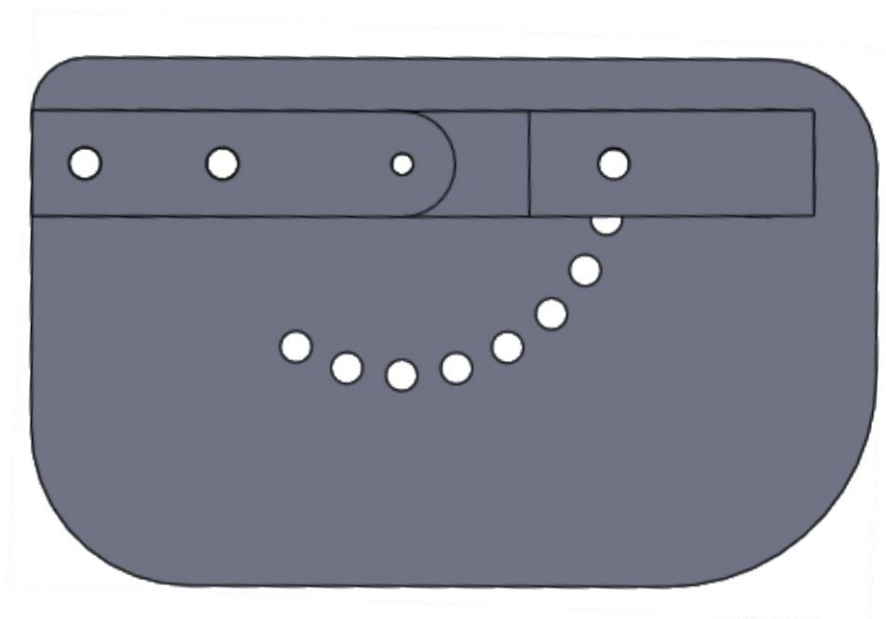


Figura 3.9: Vista superior do modelo de testes a zero graus

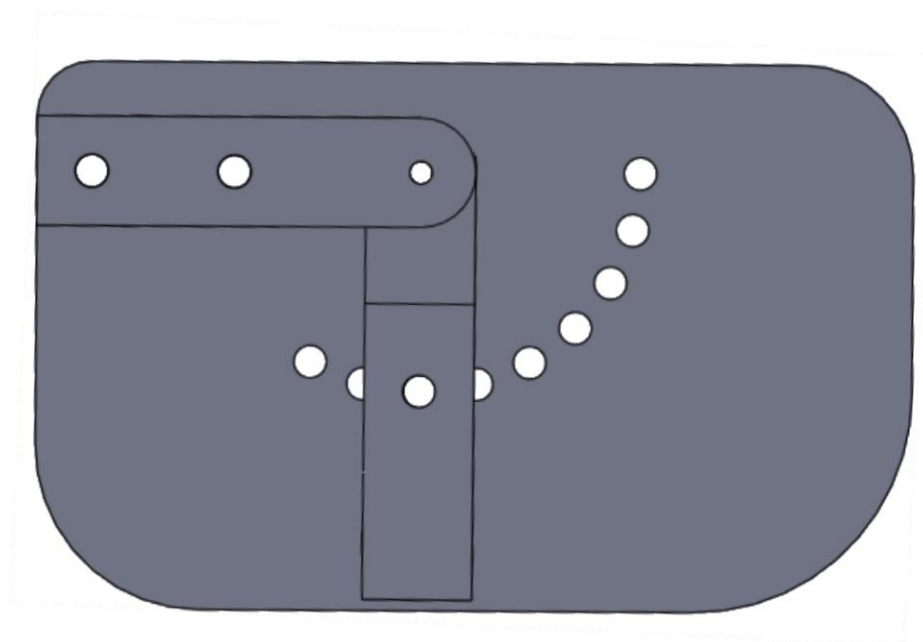


Figura 3.10: Vista superior do modelo de testes a noventa graus

O sensor é fixo às peças 2 e 3. As peças 1 e 2 são estáticas e a peça 3 é móvel, podendo ser posicionada por meio de um pino, em posições angulares distintas. O corpo fixo possui um raio de curvatura de cinco milímetros, um valor semelhante ao de uma articulação de um dedo da mão, de modo a que o sensor seja fletido de modo semelhante a ser utilizado em luva.

Para o fabrico do modelo de testes, recorreu-se a uma impressora 3D, sendo o produto final deste modelo ilustrado na figura 3.11.

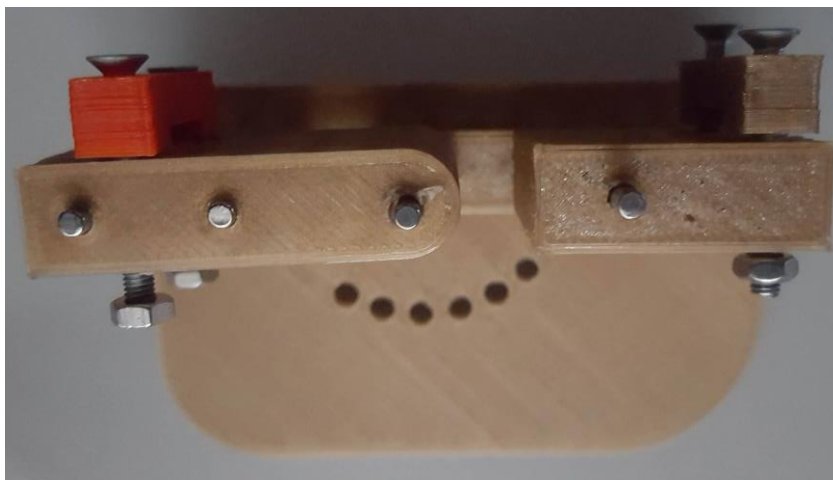


Figura 3.11: Modelo de testes após impressão 3D

Para a produção de sensores, foi necessária a criação de um molde, produzido de forma semelhante ao modelo de testes, isto é, desenho no *software SolidWorks* e impressão 3D. Na figura 3.12, está representado o molde, após a impressão 3D.

Na figura 3.12 está ilustrado o molde utilizado na concepção dos sensores. Este molde é capaz de conter nove protótipos de silicone de cada vez, três com secção retangular, três com secção semi-circular e três com secção quadrada, todas com 70mm de comprimento. Apesar disto, devido às dimensões diminutas, apenas foram utilizadas as secções em destaque na figura 3.12. Deste molde, foram realizados 3 tipos diferentes de construção dos protótipos, um com furo passante de 2mm, outra, também com furo passante, mas de 1.5mm e a última só com alojamento para os componentes, LED e fototransistor.

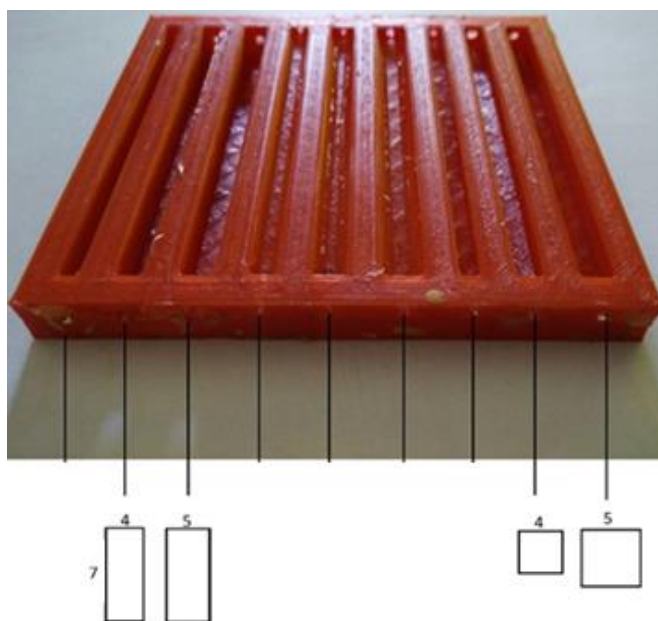


Figura 3.12: Molde para realização dos protótipos de silicone

Um exemplo de um protótipo de sensor feito com o molde representado na figura 3.12, está ilustrado na figura 3.13, sendo que as dimensões da secção do mesmo são, em milímetros, 4 por 7. De referir que também já se encontram incorporados os componentes eletrónicos, LED e fototransistor.



Figura 3.13: Exemplo de sensor concebido

Após o modelo de testes estar encontrado, seguiram-se os testes, cujos resultados se encontram no capítulo 4. Para se testar o sensor, este é fixo ao molde e é aplicada uma rotação à peça 3 do modelo de testes, permitindo definir as posições angulares de 0, 15, 30, 45, 60, 75 e 90, 105 e 120 graus. Nas figuras 3.14 e 3.15, está ilustrado um sensor a ser testado a zero e noventa graus, respetivamente.



Figura 3.14: Teste de sensor, na posição de flexão de zero graus

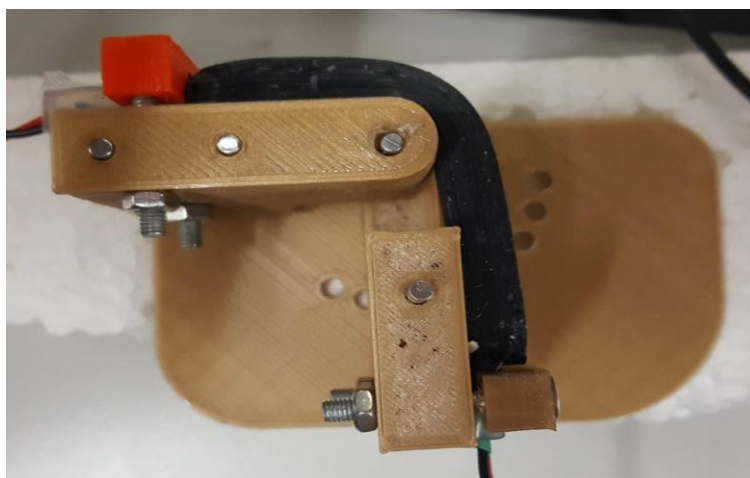


Figura 3.15: Teste de sensor, na posição de flexão de noventa graus

3.2.1. Influência da luz ambiente

A realização destes testes permitiu identificar dois problemas, a influência da luz ambiente e a influência da superfície de contacto com o elemento de silicone. Verificou-se que o fototransistor é sensível a luz infravermelha, isto é, bastaria a sala em que se encontram os componentes estar mais iluminada do que o normal para os resultados serem diferentes. Para se entender melhor a influência do revestimento do elemento modulador, o silicone, testou-se o sensor, em duas configurações distintas, silicone coberto por papel branco e silicone não coberto. Verificou-se que a presença de revestimento alterava o valor de tensão lido no fototransistor (ver figura 3.16).

Como é possível verificar, um simples papel pode influenciar o sinal, em cerca de 200mV (aprox. 5% do valor lido). Isto ocorre porque, sendo o papel branco, refletor, vai fazer com que alguma luz que seria perdida para o exterior, seja refletida para o fototransistor, fazendo com que a tensão lida diminua.



Figura 3.16: Protótipo de sensor em teste, sem papel branco (à esquerda) e com papel branco (à direita)

Para minimizar este problema, os sensores levados a teste foram revestidos com um outro silicone também flexível, de forma a evitar que o meio em que são testados afete o comportamento do sensor, sem comprometer a flexibilidade do sensor. Foram utilizados dois tipos de silicone para revestir os protótipos originais, um de cor branca e outro de cor preta, ambos com dureza de 8 shA. O silicone utilizado tem as mesmas propriedades que o utilizado para o núcleo do sensor, com a diferença a residir na pigmentação do mesmo, neste caso, de cor branca e preta. As características dos silicones utilizados estão descritas na tabela 3.3.

Tabela 3.3: Características do silicone HB FLEX 5508 de cores branca e preta

Referência	HB FLEX 5508 A+B
Viscosidade	1100 cP
Tempo de cura	4 Horas
Cor	Branco e Preto
Dureza	8 shA
Contração linear	<0.05%
Alongamento à rutura	280%

De maneira a revestir os protótipos concebidos, um novo molde teve de ser desenhado e impresso. O desenho 3D do molde mencionado está ilustrado na figura 3.17, sendo que, a versão impressa do mesmo está ilustrada na figura 3.18 e as figuras 3.19 e 3.20 apresentam dois sensores revestidos com silicone de cor preta e outro com silicone de cor branca, respetivamente. Este molde confere um revestimento de espessura de um milímetro de silicone pigmentado a cada face do sensor.

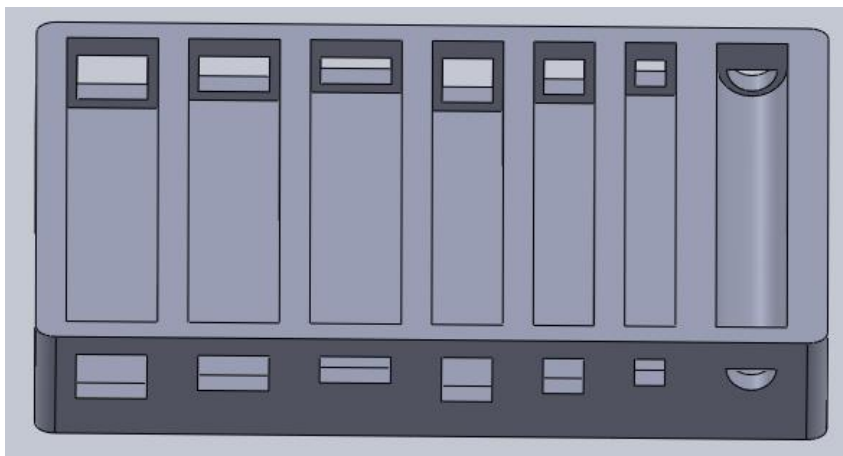


Figura 3.17: Modelo 3D de molde para revestir protótipos



Figura 3.18: Molde impresso para revestir protótipos

Os protótipos resultantes do molde representado na figura 3.18 estão ilustrados nas figuras 3.19 e 3.20. Na figura 3.19 está ilustrado o protótipo com revestimento a cor preta e na figura 3.20, o protótipo encontra-se revestido com silicone de cor branca.



Figura 3.19: Protótipo de sensor, revestido com silicone de cor preta



Figura 3.20: Protótipo de sensor, revestido com silicone de cor branca

Para o sensor revestido com silicone preto, experimentou-se novamente a colocação de um revestimento de papel branco junto à superfície do sensor para avaliar a sua influencia nas medições efetuadas. Conforme se pode verificar nas figuras 3.21 e 3.22, o revestimento de silicone preto permite eliminar a influência do meio ambiente exterior. Assim foi decidido que o núcleo do sensor em silicone transparente seja revestido com silicone de cor branca ou preta.



Figura 3.21: Protótipo de sensor sem papel branco

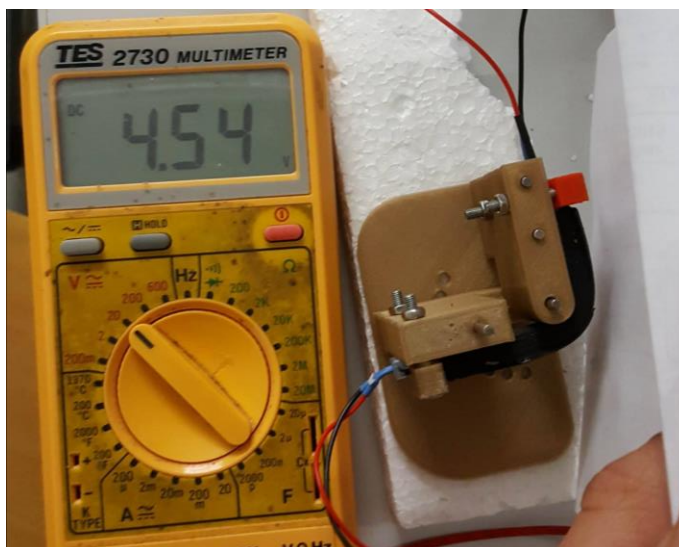


Figura 3.22: Protótipo de sensor com papel branco

3.3. Síntese

Neste capítulo, foram abordadas as etapas que levaram aos sensores e modelos de teste finais, sendo que também foram escolhidos os materiais a utilizar. Posto isto e, após encontrado o material, procedeu-se ao desenvolvimento de um sistema de testes que permite a flexão do sensor em distintas posições angulares, de forma a garantir um procedimento semelhante nos diversos testes. Na fase de testes inicial, foi detetado o problema da influência da luz exterior e do tipo de superfície de contacto na resposta do sensor. Este problema foi solucionado pela utilização de um revestimento do elemento sensor do silicone transparente também feito em silicone flexível, mas de cor branca ou preta.

4 Resultados experimentais

Neste capítulo são apresentados os resultados dos testes realizados. Cada um dos sensores construídos, de secções e furos com diâmetros distintos, foi testado à flexão, tendo sido utilizado o dispositivo de fixação e articulação apresentado no capítulo 3. Foram assim utilizadas sete posições pré-definidas de teste correspondentes às posições angulares de 0° até 90°, com incrementos de 15°. Assim, para uma situação de polarização definida para cada par LED/fototransistor foi medida a resposta do sensor (tensão nos terminais do fototransistor) para as sete posições angulares distintas.

Para todos os ensaios foi utilizado o circuito de polarização ilustrado na figura 4.1, com uma tensão de alimentação de 5V, tendo sido a diferença de potencial medida nos terminais do fototransistor.

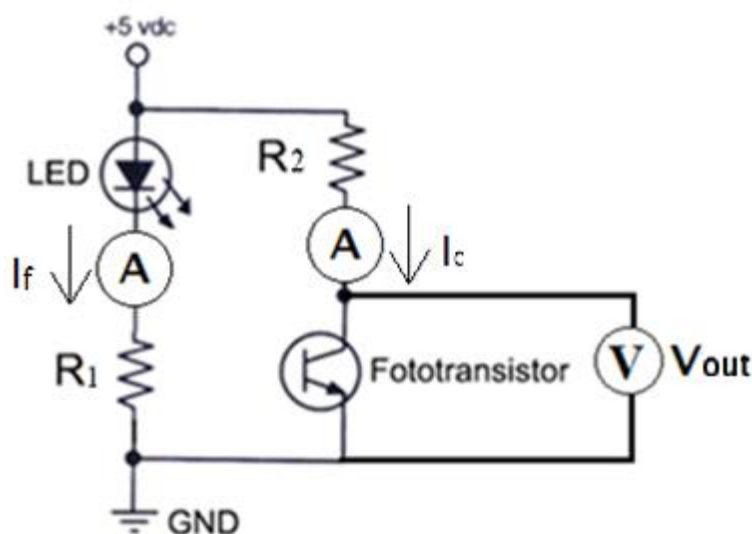


Figura 4.1: Circuito elétrico em que foram inseridos o LED e o fototransistor

A intensidade de corrente a utilizar no circuito de alimentação do LED teve em consideração os dados disponibilizados no Datasheet dos componentes eletrónicos (*Vishay TCRT5000*) [22]. Como pode ser visto no gráfico da figura 4.2, a queda de tensão nos terminais do LED (V_f) está compreendida entre 1.1 e 1.2V para uma corrente no LED entre 5 e 60 mA. Assim, a corrente que percorre o LED vem dada por:

$$I_f = \frac{V - V_f}{R_1} \quad (4.1)$$

Onde:

- V , é a tensão fornecida pela fonte;
- V_f é a queda de tensão no LED;
- R_1 , é a resistência de polarização para o LED;
- I_f , é a intensidade de corrente que percorre o LED.

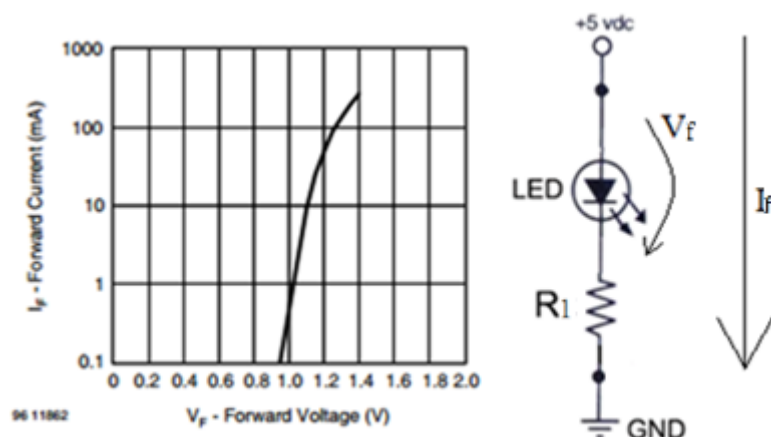


Figura 4.2: Queda de tensão no LED

A escolha da resistência R_2 teve em consideração as características do fototransistor e a tensão de alimentação utilizada. O gráfico da figura 4.3 [19] permite verificar que para o fototransistor se manter em funcionamento na zona linear, a tensão nos terminais V_{ce} não deve exceder os 0,2 V, sendo que para uma corrente no LED de 20 mA, a corrente no coletor do fototransistor é da ordem dos 0,6 mA. Assim, a resistência R_2 foi escolhida de modo a garantir uma corrente no coletor do fototransistor de aproximadamente 0,6 mA, para o sensor na posição de não fletido, com o LED percorrido por uma corrente de 20 mA.

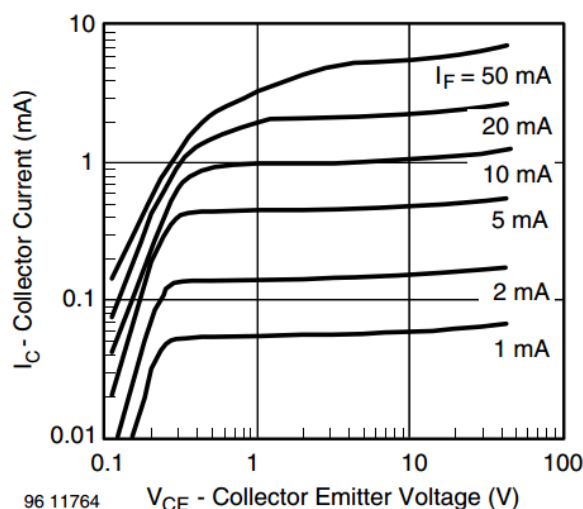


Figura 4.3: Tensão de saturação do fototransistor vs corrente no coletor

4.1. Sensores e resultados experimentais

Foram produzidos um total de vinte e quatro sensores que utilizam um elemento modulador de silicone transparente revestido com uma camada de silicone opaco, de cor branca (doze sensores) e com silicone de cor preta (doze sensores).

Estes elementos a que chamaremos sensores têm a forma paralelepípedica, de comprimento de setenta milímetros e quatro secções distintas, duas de forma retangular e

duas de forma quadrangular. Foi ainda considerada a existência de um furo passante, a ligar o LED e o fototransistor, de diâmetro de dois milímetros e um milímetro e meio, respetivamente, sendo que ainda foi considerada a solução de não existência de furo.

Na figura 4.4, é apresentado um esquema dos sensores produzidos sendo que o LED e o fototransistor podem ser posicionados a uma distância ajustável, L .

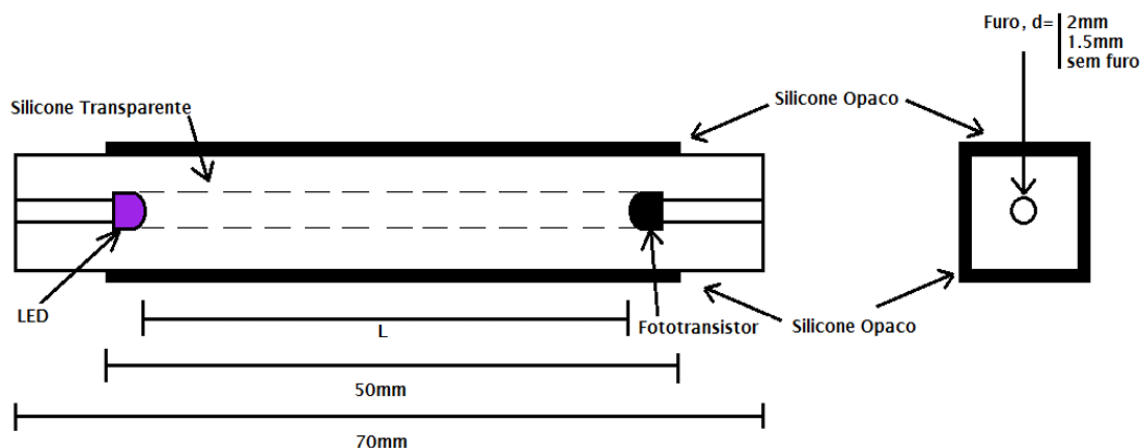


Figura 4.4: Esquema dos sensores produzidos

Os sensores foram testados fazendo variar diversos parâmetros (secção, cor do revestimento em silicone e dimensões do furo) como forma de estudar experimentalmente o comportamento do sensor à flexão. O outro parâmetro testado foi distância entre componentes (distância “ L ” na figura 4.3). Na tabela 4.1 são apresentados os sensores produzidos e respetivas características geométricas.

Tabela 4.1: Sensores produzidos para testes

Cor do revestimento	Forma da secção	Dimensões da secção [mm*mm]	Furo (ϕ) [mm]
Branco	Retangular	5*7	2
		4*7	
	Quadrada	5*5	
		4*4	
	Retangular	5*7	1,5
		4*7	
	Quadrada	5*5	
		4*4	
	Retangular	5*7	Sem furo
		4*7	
	Quadrada	5*5	
		4*4	
Preto	Retangular	5*7	2
		4*7	
	Quadrada	5*5	
		4*4	
	Retangular	5*7	1,5
		4*7	
	Quadrada	5*5	
		4*4	
	Retangular	5*7	Sem furo
		4*7	
	Quadrada	5*5	
		4*4	

Para a realização dos testes, definiu-se o sensor de secção quatro por sete, com furo de dois mm e revestimento em silicone de cor branca, como referência. Este sensor foi

polarizado tendo em conta os dados fornecidos nas características de polarização do par LED/Fototransistor. Os diferentes sensores foram comparados com a mesma polarização e depois foi ajustada uma polarização, para cada um deles, que os dotasse da melhor resposta, em cada caso. Para se ajustar a polarização de cada fototransistor, fez-se variar a resistência R_2 , de modo a disponibilizar uma corrente no coletor (I_c) de aproximadamente 0,6 mA, com o sensor não fletido e com o LED percorrido por uma corrente de 20 mA.

Após o teste dos sensores com diferente secção, cor do revestimento em silicone e dimensão do furo, foi introduzida a nova variável e testado a distância entre os componentes eletrónicos (distância “L” na figura 4.3). Para se testar a distância entre componentes, foi utilizado o sensor considerado como referência, tendo em conta três distancias distintas (de quarenta, trinta e vinte e cinco milímetros).

Após a realização dos testes supramencionados (comparação das diversas dimensões de secção e furo, comparação da cor do revestimento em silicone e da distância entre os componentes eletrónicos), o sensor que responder de maneira mais adequada, será utilizado para se realizarem testes ao nível da repetibilidade e estabilidade.

4.1.1. Resultados obtidos com sensores com secções distintas

Neste ponto, estão listados os resultados obtidos para sensores com secções distintas, sendo as restantes variáveis (diâmetro do furo e cor do revestimento em silicone) idênticas. Para se obter estes resultados, inicialmente, foram testados os sensores com furo de dois milímetros de diâmetro e revestimento em silicone de cor branca, com as diversas secções apresentadas na tabela 4.1.

Na figura 4.5, estão dispostos os resultados obtidos para os sensores mencionados no parágrafo anterior, utilizando a polarização tida como referência para todos os sensores.

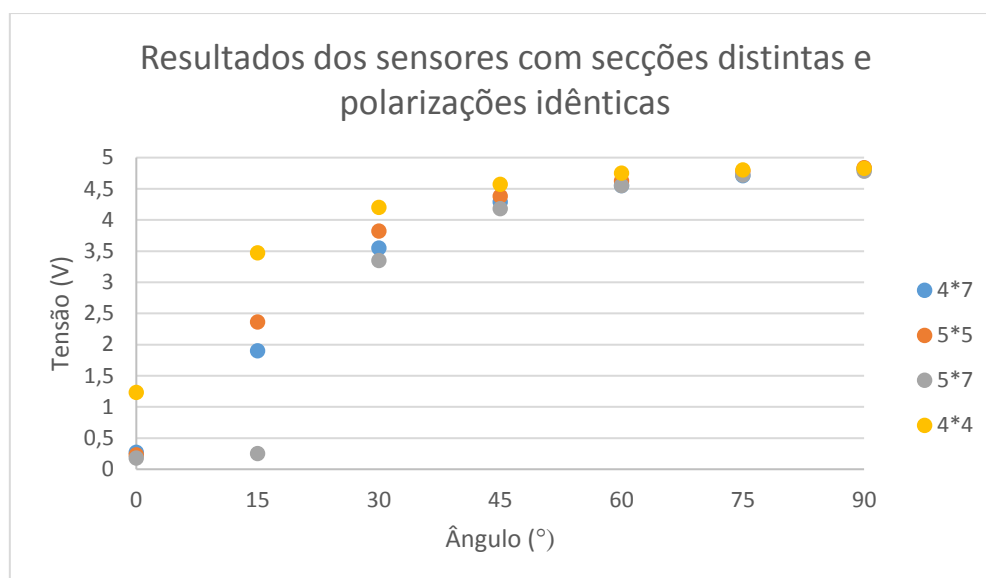


Figura 4.5: Resultados obtidos para sensores com secções distintas com polarizações idênticas

Após a obtenção destes resultados, é possível verificar que os sensores começam a atingir a saturação a partir dos 45°, sendo os incrementos de tensão cada vez menor de posição para posição consecutiva. Também é possível verificar que o sensor 5*7 (com pontos a cinzento na figura 4.5) apresenta uma zona morta entre 0 e 15°, indicando que a radiação recebida pelo fototransistor seria demasiado elevada, ao contrário do sensor 4*4 (com pontos a amarelo na figura 4.5) que tem o seu ponto a 0° numa posição superior a 1V, o que leva a concluir que o fototransistor está na zona de condução. Na tabela 4.2, estão ilustrados os valores obtidos para os sensores, antes de serem individualmente ajustados a uma polarização mais adequada.

Tabela 4.2: Resultados obtidos para sensores com furo de 2mm e revestimento em silicone branco com polarizações idênticas

Sensor Posição(°)	Tensão (V)			
	4*7	5*5	5*7	4*4
0	0,27	0,23	0,18	1,23
15	1,90	2,36	0,25	3,47
30	3,55	3,82	3,35	4,20
45	4,29	4,38	4,18	4,57
60	4,55	4,63	4,55	4,75
75	4,71	4,78	4,72	4,80
90	4,81	4,84	4,78	4,83

Posteriormente, para cada sensor, o circuito de polarização foi ajustado tendo sido variada a resistência R_2 . Os resultados obtidos estão ilustrados na figura 4.6.

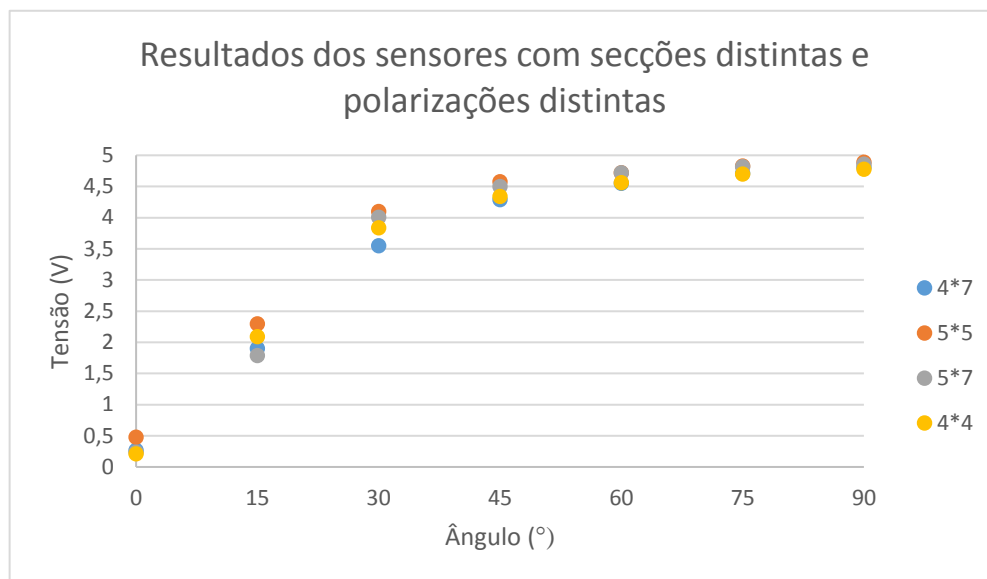


Figura 4.6: Resultados obtidos para sensores com secções distintas com polarizações distintas

É possível apurar que os sensores respondem de maneira sensivelmente semelhante entre eles, com uma subida de tensão acentuada entre 0 e 30°, subindo cerca de 3.5V, seguido por uma subida menos acentuada entre os 30 e 90°, de cerca de 1V. Na tabela 4.3, estão os resultados do gráfico apresentado na figura 4.5, sendo que na tabela 4.4 encontram-se os valores de corrente a percorrer os componentes eletrónicos de cada sensor, com o mesmo na posição de zero graus.

Tabela 4.3: Resultados obtidos após afinação para sensores com furo de 2mm e revestimento em silicone branco

Sensor Posição(°)	Tensão (V)			
	4*7	5*5	5*7	4*4
0	0,27	0,48	0,24	0,21
15	1,90	2,30	1,79	2,09
30	3,55	4,10	4,01	3,84
45	4,29	4,58	4,50	4,34
60	4,55	4,72	4,72	4,56
75	4,71	4,83	4,82	4,70
90	4,81	4,89	4,86	4,78

Tabela 4.4: Polarizações adotadas após ajuste, com $I_f=20\text{mA}$

Sensor	4*7	5*5	5*7	4*4
I_c (mA)	0,63	0,78	1,11	0,37

Conforme foi referido, as respostas dos sensores apresentam duas zonas distintas, uma de subida acentuada de tensão, geralmente, entre 0 e 30°, e outra zona denotando uma menor sensibilidade média, entre 30 e 90°. Na tabela 4.5, são apresentados os valores das sensibilidades médias dos sensores testados, fazendo a distinção das duas zonas (entre 0 e 30° e entre 30 e 90°).

Tabela 4.5: Sensibilidade e gama dos sensores

Sensor	4*7	5*5	5*7	4*4
Sensibilidade (mV/°) [amplitude 0°-30°]	109,3	120,7	125,7	121,0
Sensibilidade (mV/°) [amplitude 30°-90°]	21,0	13,2	14,2	15,7
Δ Tensão de saída[V]	4,5	4,4	4,6	4,6

Como tal, é possível modelar o comportamento da tensão de saída para ângulos de flexão entre zero e noventa graus a partir de duas equações diferentes, conforme está ilustrado na figura 4.7. Dos zero aos trinta graus, define-se uma equação de primeiro grau e dos trinta aos noventa é mais adequada uma equação de terceiro grau.

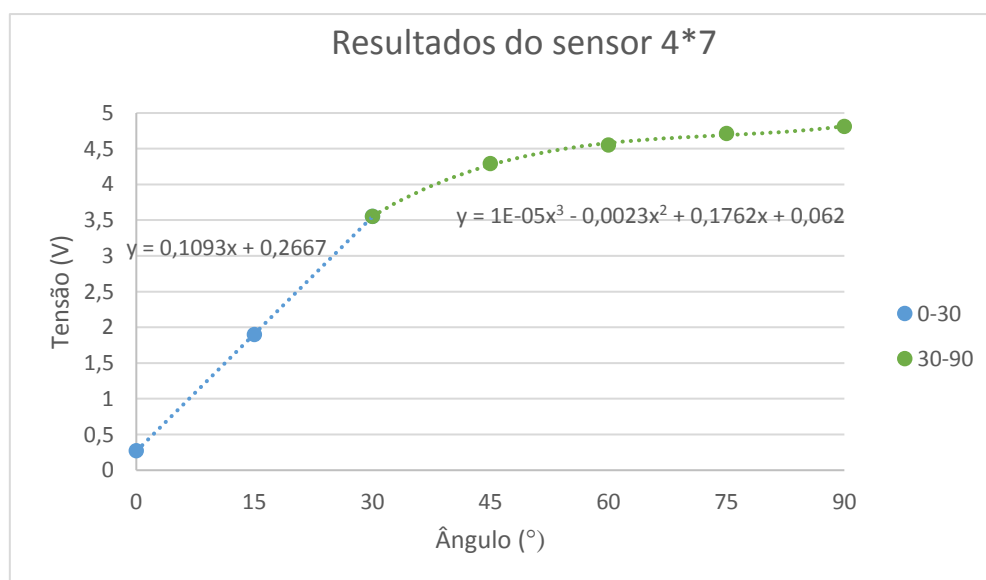


Figura 4.7: Resultados do sensor 4*7 evidenciando duas zonas distintas, com as suas retas e respetivas equações

A partir dos resultados obtidos para sensores com secções diferentes é possível verificar que não existem grandes diferenças entre os sensores, bastando que se afine uma polarização mais adequada a cada caso para se obter uma resposta idêntica. Como tal, para a continuação dos testes das restantes variáveis, foi escolhido o sensor com secção 4*7, pois, apesar de não responder de uma maneira muito diferente dos restantes, apresenta um maior incremento na passagem da posição a 75° para a posição a 90°.

4.1.2. Resultados obtidos para sensores com furos de diâmetro distinto

Seguindo um procedimento idêntico ao seguido no subcapítulo anterior, foram comparados dois sensores com diâmetros de furo diferentes e com secções e cor do revestimento em silicone idênticos. No caso destes sensores, também foi utilizada a polarização tida como referência. Na figura 4.8, estão ilustrados os resultados obtidos com os sensores com um diâmetro de 1,5 e 2mm.

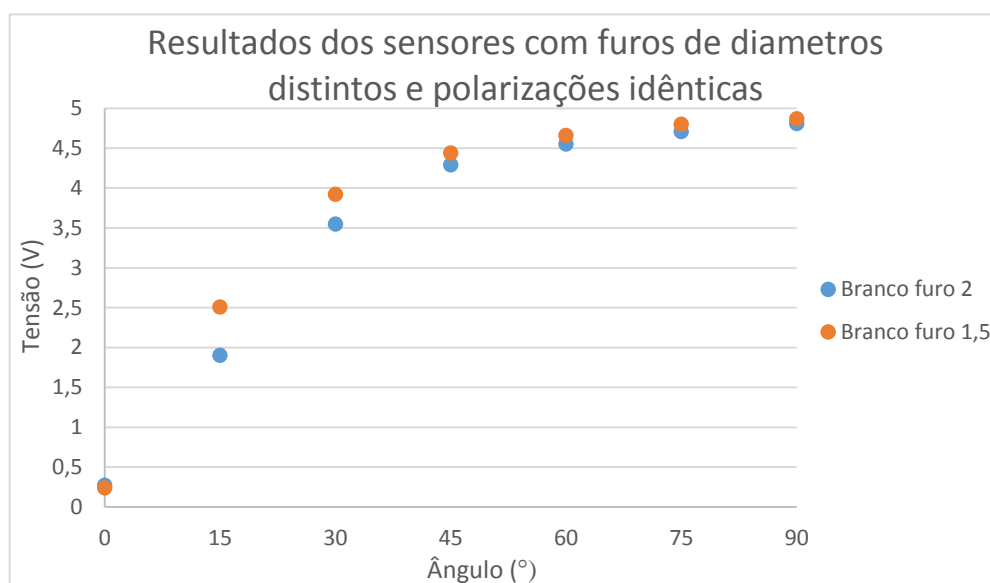


Figura 4.8: Resultados dos sensores com furos de diâmetros distintos e polarizações idênticas

É possível verificar que as respostas dos sensores são moderadamente semelhantes entre elas, apresentando o sensor com furo 1,5mm, valores para a diferença de potencial superiores ao sensor com furo de 2mm, indicando que estará a chegar uma menor quantidade de radiação ao fototransistor. Apesar de terem sido referidos no início do presente capítulo, os sensores sem furo a unir os dois componentes também foram testados, não tendo sido possível detetar variação de tensão significativa nos terminais do fototransistor. Na tabela 4.6, são apresentados os valores de tensão retornados pelos sensores para cada posição angular.

Tabela 4.6: Resultados obtidos para sensores com secção 4*7 e revestimento em silicone branco com polarizações idênticas

Sensor Posição(°)	Tensão (V)	
	Furo de diâmetro $\Phi=2\text{mm}$	Furo de diâmetro $\Phi=1.5\text{mm}$
0	0,27	0,24
15	1,90	2,51
30	3,55	3,92
45	4,29	4,44
60	4,55	4,66
75	4,71	4,80
90	4,81	4,87

Posteriormente, ajustou-se o valor da resistência R_2 no circuito do fototransistor do sensor com furo de diâmetro 1,5 mm e os resultados obtidos estão expostos no gráfico da figura 4.9.

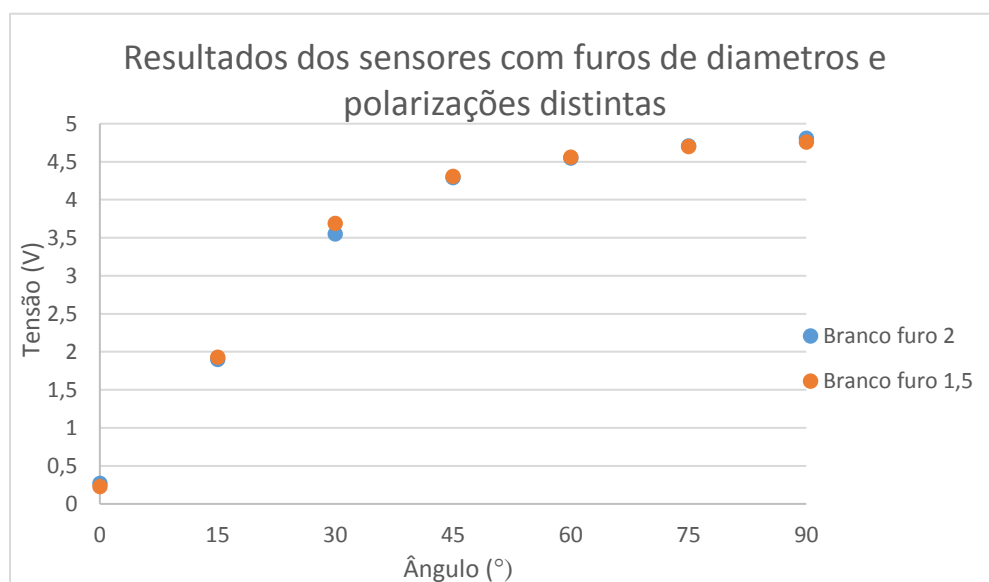


Figura 4.9: Resultados dos sensores com furos de diâmetros e polarizações distintas

Conforme é possível perceber, as respostas dos sensores após ajuste da polarização são praticamente coincidentes. Os valores obtidos a partir do gráfico da figura 4.9, encontram-se dispostos na tabela 4.7.

Tabela 4.7: Resultados obtidos para sensores com secção 4*7 e revestimento em silicone branco com polarizações distintas

Sensor Posição(°)	Tensão (V)	
	Furo de diâmetro $\Phi=2\text{mm}$	Furo de diâmetro $\Phi=1.5\text{mm}$
0	0,27	0,23
15	1,90	1,93
30	3,55	3,69
45	4,29	4,31
60	4,55	4,56
75	4,71	4,70
90	4,81	4,76

Conforme é possível perceber, os valores obtidos para ambos os sensores são próximos entre os dois sensores testados, contudo, a escolha para qual o mais indicado, seguindo o critério do subcapítulo anterior, irá recair no sensor com furo de diâmetro de 2mm, devido ao maior incremento de tensão de 75 para 90°. Os valores de corrente (I_c) após o ajuste de R_2 , com o sensor não fletido, estão listados na tabela 4.8.

Tabela 4.8: Valores de corrente (I_c) adotados após afinação, com $I_f = 20\text{mA}$

Sensor	Furo de diâmetro $\Phi=2\text{mm}$	Furo de diâmetro $\Phi=1.5\text{mm}$
I_c (mA)	0,63	0,70

No caso do sensor com furo de diâmetro de 1.5mm, o valor da corrente a percorrer o fototransistor pouco diferiu do valor referência para o valor após ajuste.

De maneira idêntica ao que foi efetuado no subcapítulo anterior, também foi feita uma comparação entre os valores da sensibilidade nos intervalos de gama relevantes (isto é, 0 até 30° e 30 até 90°), sendo os valores expostos na tabela 4.9.

Tabela 4.9: Sensibilidade e gama dos sensores

Sensor	Furo de diâmetro $\Phi=2\text{mm}$	Furo de diâmetro $\Phi=1.5\text{mm}$
Sensibilidade (mV/°) [amplitude 0°-30°]	109	115
Sensibilidade (mV/°) [amplitude 30°-90°]	21	18
Δ Tensão de saída[V]	4,54	4,53

4.1.3. Resultados obtidos com sensores com revestimento em silicone de cor distintas

Neste subcapítulo, são comparados os sensores com secção 4*7, com furo de 2 mm a unir os componentes eletrónicos, fazendo variar apenas a cor do silicone usado como revestimento, de maneira semelhante ao realizado nos subcapítulos anteriores, sendo que um sensor tem revestimento de cor branca e o outro com revestimento em silicone de cor preta. A figura 4.10 ilustra os resultados obtidos com ambos os sensores utilizando a polarização referência.

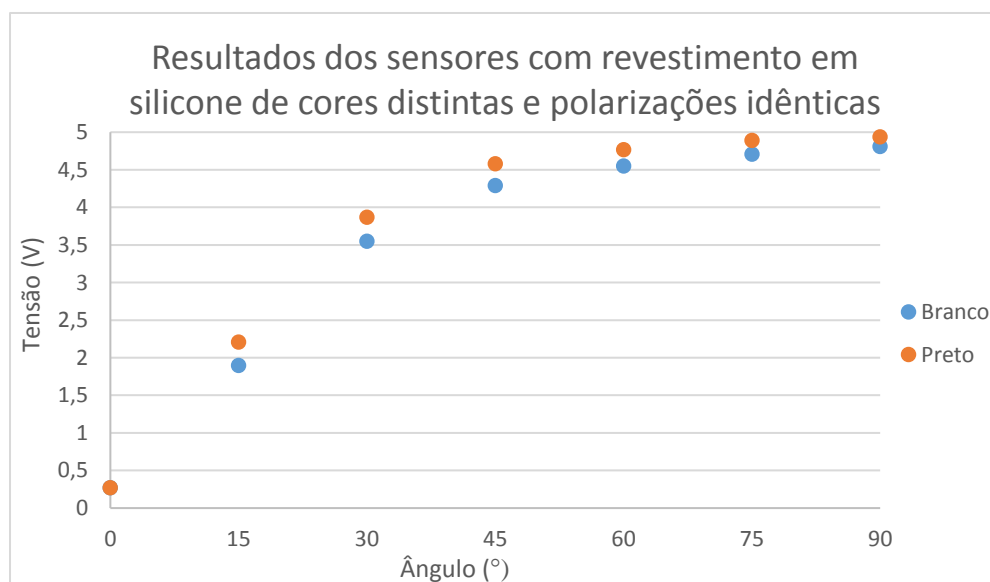


Figura 4.10: Resultados dos sensores com revestimento em silicone de cores distintas e polarizações idênticas (secção 4*7, furo 2mm, L 40mm)

Segundo os resultados obtidos, pode-se perceber que o sensor com revestimento a silicone de cor preta faz chegar uma quantidade menor de radiação ao fototransistor, o que faz com que os valores de tensão sejam superiores ao sensor com revestimento em silicone de cor branca. Uma desvantagem do sensor com revestimento a silicone de cor preta

relativamente ao seu homólogo de cor branca é o fato de este estar ligeiramente mais próximo da saturação aquando a passagem pelos 75°. Os valores obtidos nos testes dos sensores encontram-se na tabela 4.10.

Tabela 4.10: Resultados obtidos para sensores com secção 4*7 e furo de 2mm de diâmetro com polarizações idênticas

Sensor Posição(°)	Tensão (V)	
	Revestimento em silicone de cor branca	Revestimento em silicone de cor preta
0	0,27	0,27
15	1,90	2,21
30	3,55	3,87
45	4,29	4,58
60	4,55	4,77
75	4,71	4,89
90	4,81	4,94

Posteriormente, afinou-se o sensor revestimento em silicone de cor preta para uma polarização mais adequada, com os resultados a estarem ilustrados na figura 4.11.

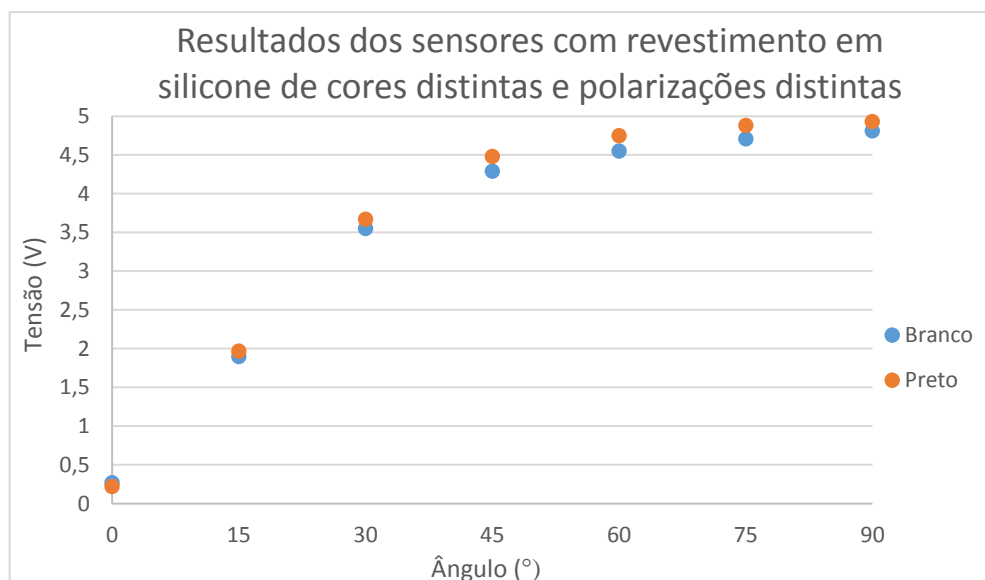


Figura 4.11: Resultados dos sensores com revestimento em silicone de cores distintas e polarizações idênticas

Após a ajuste, a variação da tensão de saída com o ângulo de flexão dos dois sensores é semelhante, apesar disto, os valores do sensor revestido com silicone de cor preta

são superiores ao seu homólogo de cor branca, estando mais perto da saturação, sobretudo a partir dos 45°. Os valores representados pela figura 4.10 estão dispostos na tabela 4.11.

Tabela 4.11: Resultados obtidos para sensores com secção 4*7 e furo de 2mm de diâmetro com polarizações distintas

Sensor Posição(°)	Tensão (V)	
	Revestimento em silicone de cor branca	Revestimento em silicone de cor preta
0	0,27	0,22
15	1,90	1,97
30	3,55	3,67
45	4,29	4,48
60	4,55	4,75
75	4,71	4,88
90	4,81	4,93

Conforme é possível perceber, a resposta de ambos os sensores é semelhante, contudo, o sensor com revestimento em silicone de cor branca, apresenta um incremento na tensão de saída maior entre as posições angulares de 75 e 90° e, para além de disponibilizar uma tensão de saída menor para na posição de flexão de 90°. Os valores de corrente (I_c) após o ajuste de R_2 , com o sensor não fletido, estão listados na tabela 4.12.

Tabela 4.12: Valores de corrente (I_c) adotados após ajuste, com $I_f = 20\text{mA}$

Sensor	Revestimento em silicone de cor branca	Revestimento em silicone de cor preta
I_c (mA)	0,63	0,58

Para o caso do sensor com revestimento em silicone de cor preta, bastou uma ligeira diminuição na corrente a atravessar o fototransistor para se obter a resposta ilustrada na figura 4.11.

Repetindo o processo que foi efetuado nos subcapítulos anteriores, foi feita uma comparação entre os valores da sensibilidade nos intervalos de gama relevantes, sendo os valores apresentados na tabela 4.13.

Tabela 4.13: Sensibilidade e gama dos sensores

Sensor	Revestimento em silicone de cor branca	Revestimento em silicone de cor preta
Sensibilidade (mV/°) [amplitude 0°-30°]	109	115
Sensibilidade (mV/°) [amplitude 30°-90°]	21	21
Δ Tensão de saída[V]	4,54	4,71

4.1.4. Resultados obtidos variando a distância entre componentes eletrônicos do sensor

Por fim, o último parâmetro testado, foi a distância entre os componentes eletrônicos inseridos no módulo de silicone. Consideraram-se três distâncias distintas de quarenta, trinta e vinte e cinco milímetros, tendo o processo de teste sido idêntico ao utilizado nos subcapítulos anteriores, tendo-se testado todas as distâncias e polarizando o circuito da mesma maneira para, posteriormente, se afinar cada sensor à procura de melhor resposta de cada um. O gráfico resultante dos resultados dos sensores com a mesma polarização está ilustrado na figura 4.12.

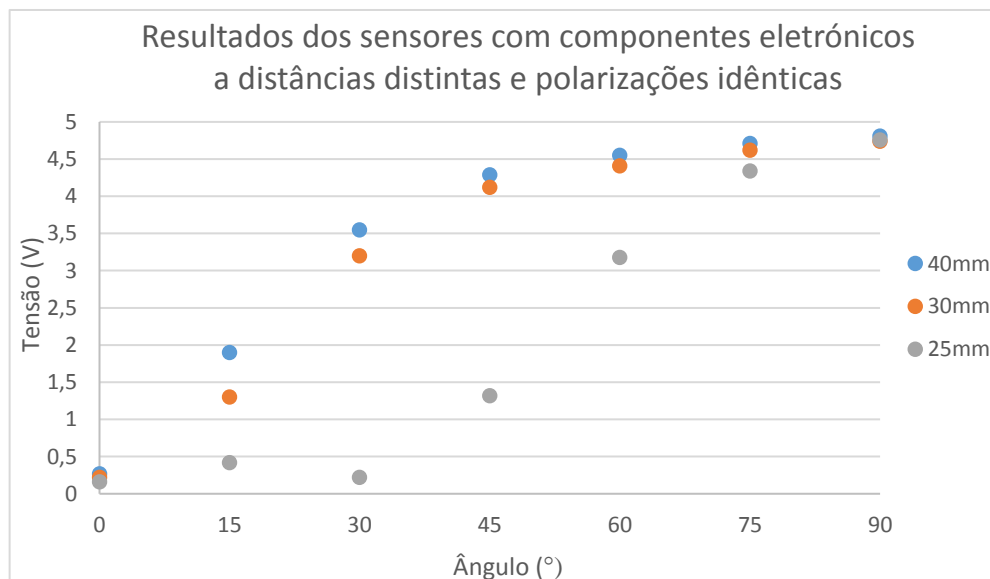


Figura 4.12: Resultados dos sensores com componentes eletrônicos a distâncias distintas e polarizações idênticas

Conforme é possível perceber, as distâncias de trinta e quarenta milímetros responderam de acordo com os resultados obtidos anteriormente, isto é, uma zona com uma sensibilidade elevada, seguida de uma zona com uma sensibilidade menor. Contudo, ao colocar os componentes eletrônicos a uma distância menor, no caso, vinte e cinco milímetros, o sensor já respondeu de maneira diferente, com uma oscilação até aos trinta

graus, seguido de uma subida acentuada até aos noventa graus. Os valores obtidos estão listados na tabela 4.14.

Tabela 4.14: Resultados obtidos para sensores com componentes eletrónicos a distâncias distintas e com polarizações idênticas

Sensor Posição(°)	Tensão (V)		
	40 mm	30mm	25mm
0	0,27	0,22	0,16
15	1,90	1,30	0,42
30	3,55	3,20	0,22
45	4,29	4,12	1,32
60	4,55	4,41	3,18
75	4,71	4,62	4,34
90	4,81	4,74	4,76

Posteriormente, de maneira idêntica ao realizado nos subcapítulos anteriores, ajustou-se uma polarização mais adequada a cada sensor, sendo apresentado na figura 4.13 o resultado obtido

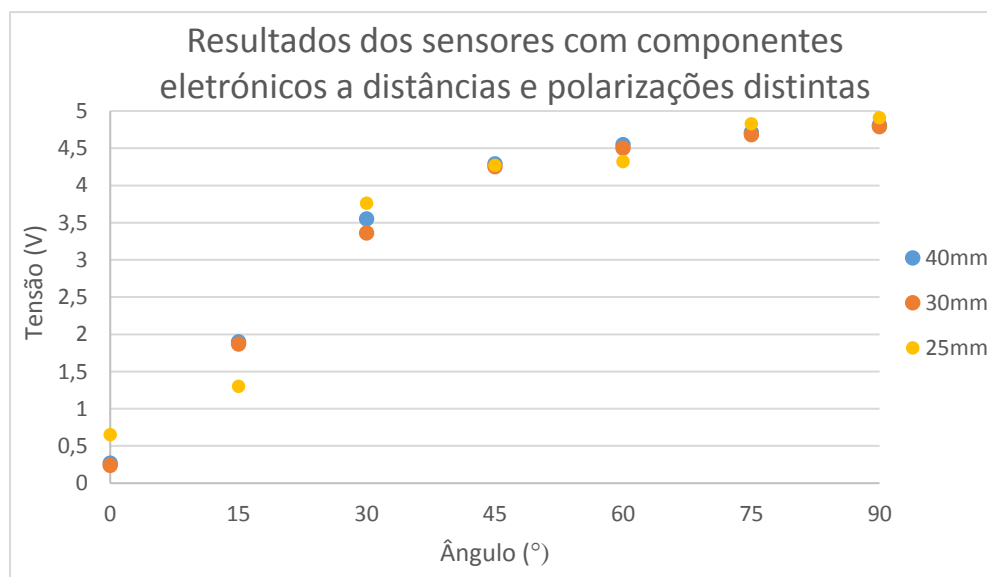


Figura 4.13: Resultados dos sensores com componentes eletrónicos a distâncias e polarizações distintas

Após a afinação, tanto os sensores com uma distância de quarenta milímetros entre os componentes eletrónicos, como o sensor com uma distância de trinta milímetros entre os componentes eletrónicos, responderam de maneira semelhante. Já o sensor com vinte e

cinco milímetros entre os componentes, respondeu de maneira algo diferente, uma subida mais acentuada que o normal, entre os quinze e trinta graus. Os valores obtidos podem ser vistos na tabela 4.15.

Tabela 4.15: Resultados obtidos para sensores com componentes eletrônicos a distâncias e polarizações distintas

Sensor Posição(°)	Tensão (V)		
	40 mm	30mm	25mm
0	0,27	0,24	0,65
15	1,90	1,87	1,30
30	3,55	3,36	3,76
45	4,29	4,25	4,27
60	4,55	4,50	4,32
75	4,71	4,68	4,83
90	4,81	4,79	4,91

Os sensores com trinta e quarenta milímetros de distância entre componentes respondem de uma maneira quase coincidente, contrastando com o sensor com vinte e cinco milímetros, que apresenta valores algo oscilantes. Os valores de corrente (I_c) após o ajuste de R_2 , com o sensor não fletido, estão listados na tabela 4.16.

Tabela 4.16: Valores de corrente (I_c) adotados após afinação, com $I_f = 20\text{mA}$

Sensor	40 mm	30mm	25mm
I_c (mA)	0.63	0,79	1,86

Para o sensor com trinta milímetros de distância entre componentes bastou um ajuste para se encontrar uma polarização adequada, ao passo que para o sensor com vinte e cinco milímetros de distância entre componentes foi necessária uma corrente mais elevada para se encontrar uma polarização que se possa considerar ideal.

De maneira a comparar os resultados obtidos pelas diferentes distâncias entre componentes eletrônicos no sensor, estão expostos na tabela 4.17, as sensibilidades e gamas dos três sensores testados.

Tabela 4.17: Sensibilidade e gama dos sensores

Sensor	40 mm	30mm	25mm
Sensibilidade (mV/°) [amplitude 0°-30°]	109	104	103
Sensibilidade (mV/°) [amplitude 30°-90°]	21	23	19
Δ Tensão de saída[V]	4,5	4,5	4,2

A partir dos resultados obtidos para as diferentes distâncias de componentes eletrónicos, é possível verificar que os resultados obtidos para as distâncias de trinta e quarenta milímetros, entre componentes eletrónicos, são bastante semelhantes. Como tal, a distância entre componentes eletrónicos escolhida para o sensor foi trinta milímetros, pois permite diminuir o comprimento do sensor.

4.2. Testes de repetibilidade e estabilidade

De forma a avaliar os resultados obtidos na perspetiva da sua repetibilidade e estabilidade, foram efetuados dois testes adicionais. O sensor utilizado foi o de secção 4*7, com furo de 2mm e revestido com silicone branco, com uma distância entre componentes eletrónicos de trinta milímetros.

No primeiro teste, para verificar a repetibilidade, o sensor foi levado da posição de 0° até à posição de 45°, vinte vezes e feita uma leitura da tensão de saída. Os resultados obtidos estão ilustrados na tabela 4.18.

Tabela 4.18: Tabela resumo do teste de repetibilidade

Ângulo	Mínimo (V)	Máximo (V)	Média (V)
0°	0,25	0,25	0,25
45°	4,08	4,10	4,09

Conforme é possível verificar através da tabela 4.18, entre os valores extremos obtidos durante o teste, apenas ocorreu uma variação de 20 mV.

No segundo teste, com a finalidade de se verificar a estabilidade do sensor, o mesmo foi fixado na posição de 45°, durante um intervalo de tempo considerável (no caso, 15 minutos) e registada a tensão a cada minuto. Na tabela 4.19, são apresentados os resultados obtidos.

Tabela 4.19: Resultados obtidos para o teste de estabilidade

Tempo (min.)	Tensão (V)	Tempo (min.)	Tensão (V)
0	4,08	8	4,06
1	4,07	9	4,06
2	4,07	10	4,06
3	4,07	11	4,06
4	4,07	12	4,06
5	4,07	13	4,06
6	4,07	14	4,06
7	4,07	15	4,06

O sensor apresentou um nível de tensão na sua saída praticamente constante, tendo-se verificado uma queda de tensão de 0,02V ao fim de 15 minutos.

4.3. Síntese

Neste capítulo, foram testadas a influência de diversos parâmetros, como o revestimento de cor branca ou preta, e existência, ou não, de um furo entre o LED e fototransistor e ainda a secção dos sensores na resposta do sensor à flexão. Os sensores, de um modo geral obtiveram resultados satisfatórios, quer nos testes de repetibilidade quer no teste de estabilidade. Os sensores disponibilizam um sinal de saída na gama de aproximadamente 0,5 a 5 V para uma amplitude de movimento de 0° a 90°.

Conforme foi possível perceber pelos gráficos das respostas dos sensores, as respostas foram semelhantes entre si, sendo possível identificar duas áreas distintas. Uma das áreas sofria um aumento bastante acentuado desde zero até aos trinta graus, com a tensão a aumentar em cerca de 4V, seguido por uma fase de estagnação, dos trinta até aos noventa graus, em que a tensão aumenta menos de um Volt. Assim, os vários sensores apresentam uma sensibilidade da ordem dos 100mV/° e de 20 mV/° pra, respetivamente, amplitudes de flexão nos intervalos de 0°-30° e 30°-90°.

Durante os testes realizados, não houve nenhum tipo de sensor que se tenha destacado dos restantes, apesar dos resultados obtidos para o sensor com revestimento em silicone branco com furo de dois milímetros e com secção quatro por sete apresentarem um melhor comportamento para ângulos de flexão próximos dos 90°. De notar que os sensores de menores dimensões (de secção quatro por quatro) provaram ser pouco resistentes, chegando mesmo a rasgar após utilização.

5 Conclusões e trabalhos futuros

O trabalho realizado cumpriu o seu objetivo principal, de desenvolver um sensor de flexão para ser inserido numa luva de reabilitação. Foram ainda atingidos vários objetivos secundários, tais como, a definição de um procedimento para a conceção de sensores de flexão e a estabilização de um processo de testes idêntico a todos os sensores.

Apesar de, no que toca à monitorização da posição de dedos, existirem luvas instrumentadas com alta capacidade de deteção de posição e movimentos, essas têm um preço excessivamente elevado. Os sensores desenvolvidos ao longo deste trabalho permitem, através de uma solução com um custo reduzido, detetar variações angulares, podendo, posteriormente, ser incorporados em dispositivos em que seja relevante a monitorização da posição de dedos ou, eventualmente, utilizados para monitorizar a flexão do joelho ou cotovelo.

As provas de conceito exploradas resultaram de um estudo preliminar do conceito do sensor e de um processo iterativo de desenvolvimento e teste, particularmente a nível da geometria do sensor e ainda da polarização do circuito eletrónico. A capacidade sensorial e a solução construtiva desenvolvida apresentam potencial para outras aplicações, não só na área da reabilitação como de outras aplicações de monitorização motora.

No que toca aos resultados obtidos, os sensores, de um modo geral, obtiveram resultados satisfatórios. As respostas dadas pelos sensores foram semelhantes de sensor para sensor, com uma zona de crescimento acentuado de zero até trinta graus (tendo esta zona uma sensibilidade por volta dos 100 mV/° para cada sensor) e uma zona de estagnação entre os trinta e noventa graus (com uma sensibilidade a rondar os 20 mV/° para cada sensor). Os sensores disponibilizam um sinal de saída na gama de aproximadamente 0,5 a 5 V para uma amplitude de movimento de 0° a 90°. Após os testes comparativos levados a cabo, o sensor que apresentou resultados mais interessantes foi o sensor com secção de quatro por sete, com um furo de dois milímetros de diâmetro a ligar os componentes, com silicone de cor branca a fazer de revestimento e trinta milímetros a separar o LED do fototransistor.

A principal conclusão, relativamente à solução construtiva dos sensores, a retirar é a necessidade de existência de um furo que una os componentes eletrónicos, pois não foi possível detetar uma variação de tensão significativa nos terminais do fototransistor quando esse furo não existia. Quanto aos outros parâmetros testados, secções quadradas, retangulares, furos de maior e menor diâmetro e revestimento pigmentado, não foi possível, através dos testes realizados identificar um padrão de relação com o comportamento do sensor. Para qualquer um dos sensores foi possível ajustar a polarização do circuito utilizado de modo a apresentarem comportamento semelhante.

Outra conclusão importante relativamente à solução construtiva é a necessidade de dispor de um revestimento no elemento modulador de silicone, de forma a que se consiga evitar que o meio em que o sensor se inclua tenha influência na resposta do mesmo. Quer o silicone branco, quer o silicone preto permitem eliminar a influência do meio e da

superfície que esteja em contacto com o sensor, apresentando o silicone branco um comportamento ligeiramente melhor.

Face aos desenvolvimentos efetuados, foram identificadas necessidades de desenvolvimento a nível dos sensores e dos sistemas de teste dos mesmos.

Em termos dos sensores poderá ser explorado o uso de silicone de dureza distinta e de desenvolver a produção e miniaturização dos sensores.

Em termos de sistema de testes dos sensores, sugere-se o desenvolvimento de sistema automático.

Resolvidos estes dois aspetos, sugere-se a integração dos sensores em luva.

Referências

- [1] R. P. Tavares, “Desenvolvimento de um dispositivo passivo para reabilitação motora de uma mão,” 2014.
- [2] M. Abreu, “Conceção de uma luva sensorial para avaliação da capacidade de aposição do polegar,” 2015.
- [3] “Definition of Neuroplasticity,” [Online]. Available: <http://www.medicinenet.com/script/main/art.asp?articlekey=40362>. [Acedido em 16 setembro 2016].
- [4] G. C. Burdea, “The Role of Haptics in Physical Rehabilitation,” *Haptic Rendering*, pp. 517-529, 2008.
- [5] “Type of injury or illness and body parts affected by nonfatal injuries and illnesses in 2014,” U.S. Bureau of Labor Statistics, 2014. [Online]. [Acedido em 2016 Novembro 23].
- [6] M. Trybus, J. Lorkowski, L. Brongel e W. Hladki, “Causes and consequences of hand injuries,” *The American Journal of Surgery*, pp. 52-57, 2006.
- [7] “CyberGlove III,” 14 Abril 2016. [Online]. Available: <http://www.cyberglovesystems.com/>.
- [8] “Manus VR,” 14 Abril 2016. [Online]. Available: <https://manus-vr.com/about>.
- [9] [Online]. Available: <http://www.5dt.com/data-gloves/>. [Acedido em 15 Maio 2016].
- [10] J. K. Perng, B. Fisher, S. Hollar e K. S. J. Pister, “Acceleration Sensing Glove,” 1999.
- [11] R. Gentner e J. Classen, “Development and evaluation of a low-cost sensor glove for assessment of human finger movements in neurophysiological settings,” *Journal of Neuroscience Methods*, pp. 138-147, 2008.
- [12] L. K. Simone, N. Sundarajan, X. Luo, Y. Jia e D. G. Kamper, “A low cost instrumented glove for extended monitoring,” *Journal of Neuroscience Methods*, 2007.
- [13] G. Saggio, F. Riillo, L. Sbernini e L. R. Quitadamo, “Resistive flex sensors: a survey,” *Smart Materials and Structures*, pp. 1-30, 2015.
- [14] SENSOR PRODUCTS INC., “Tactilus® Flex Sensor,” 30 Março 2016. [Online]. Available: <http://www.sensorprod.com/flex-sensor.php>.

- [15] Spectra Symbol, “Flex Sensor Manufacturers | Spectra Symbol,” [Online]. Available: <http://www.spectrasymbol.com/flex-sensor>. [Acedido em 16 Abril 2016].
- [16] P. Roriz, L. Carvalho, O. Frazão, J. L. Santos e J. A. Simões, “From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force,” *Journal of Biomechanics*, vol. 47, p. 1251–1261, 2014.
- [17] E. Udd, “An overview of fiber-optic sensors,” *Review of Scientific Instruments*, pp. 4015-4030, 1995.
- [18] J. Li, S. Wang, J. Wang, R. Zheng, Y. Zhang e Z. Chen, “Development of a Hand Exoskeleton System for Index Finger Rehabilitation,” *CHINESE JOURNAL OF MECHANICAL ENGINEERING*, pp. 1-12, 2011.
- [19] Vishay, “TCRT5000, TCRT5000L datasheet,” *Vishay Semiconductors*.